

VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Analýza spasmu a pohybu pacienta pro indikaci patologických
stavů

Vibration Signal Analysis of Clinical Bed for Patient's
Pathologic State Detection

Místopřísežné prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

Datum odevzdání: 6.5.2011

.....

Bc. Nikola Pěnicová

Poděkování

Především bych chtěla vyslovit velký dík vedoucímu mé diplomové práce Ing. Zdeňku Slaninovi, Ph.D., za jeho ochotu, vstřícnost a trpělivost.
Ráda bych poděkovala také své rodině.

Abstrakt

Epilepsie postihuje přibližně jedno procento populace a je vyvolána abnormální elektrickou aktivitou v buňkách mozku. Tyto abnormality mohou zasáhnout pouze jistou část a v takovém případě se jedná o parciální záchvat nebo může dojít k rozšíření na celý mozek a tento generalizovaný záchvat je provázen typickými křečemi a bezvědomím

Cílem práce je vytvořit měřicí řetězec, který by detekoval vibrace, způsobené právě při generalizovaném záchvatu.

Práce se bude zabývat teoretickým rozбором senzorů pro mechanické měření, určením toho nejideálnějšího a sestavením měřicího řetězce. Dále se bude zabývat zpracováním naměřených dat a jejich vyhodnocením.

Klíčová slova

EEG, epilepsie, vibrace, akcelerometr

Abstrakt

Epilepsy affects one percent of the population approximately is caused by abnormal electrical activity in brain cells. These abnormalities may affect only a certain part and in that case this is a partial seizure, or they may extend to the whole brain and such generalized seizure typically goes together with convulsions and coma.

The aim of this work is develop a measuring chain, which detects vibrations caused by generalized seizure.

This work deals with theoretical analysis of mechanical sensors for movement or vibrations measuring, identifying and assembling the most suitable measuring chain. Next parts of the work are about data acquisition and processing.

Keyword

EEG, epilepsy, vibration, accelerometer

Seznam použitých zkratek

COM	Component Object Model
EEG	Elektroencefalografie
EKG	Elektrokardiografie
FET	Field Electric Transistor
GPS	Global Positioning System
HA	Hypotéza alternativní
HO	Hypotéza nulová
LGA	Land grid array
MEMS	Micro-Electro-Mechanical Systems
PDA	Personal digital assistant
SPI	Seriál Peripheral Interface
TIA	Tranzitorní ischemické ataky

Obsah

1	Úvod.....	1
2	TEORIE PROBLEMATIKY	2
2.1	Neinvazivní měření	2
2.1.1	Typy povrchových elektrod	2
2.1.1.1	Plošné elektrody	2
2.1.1.2	Balónkové elektrody	3
2.1.1.3	Plovoucí elektrody.....	3
2.1.2	Rozdělení biosignálů	3
2.1.2.1	Bioelektrické signály	3
2.1.2.2	Bioimpedanční signály	5
2.1.2.3	Biomagnetické signály	5
2.1.2.4	Bioakustické signály	5
2.1.2.5	Biomechanické signály	5
2.1.2.6	Biochemické signály	6
2.1.2.7	Ostatní biologické signály	6
2.1.2.8	Artefakty.....	6
2.1.2.9	Biologické artefakty	7
2.2	Bezdotykové měření.....	8
2.3	Epilepsie	8
2.3.1	Druhy epilepsie dle příznaků a místa vzniku	12
2.3.2	Diagnostika epilepsie	13
2.3.3	Léčba epilepsie	13
2.3.4	Normální EEG bdělého dospělého člověka	14
2.3.5	Abnormální EEG.....	16
3	VÝBĚR SNÍMAČE PRO MĚŘICÍ ŘETĚZEC	17
3.1	Akcelerometr	18
3.1.1	Specifikace akcelerometrů (technická data).....	18
3.1.2	Rozdělení akcelerometrů:.....	20
3.1.3	Srovnání akcelerometru od firmy Bosch a Freescale.....	20
3.2	Integrované MEMS gyroskopy	23
3.2.1	Obecný princip MEMS gyroskopů	23
3.2.1.1	Co je to Coriolisova síla a jak se projevuje ?	24
3.2.2	Princip integrovaných MEMS gyroskopů.....	25
3.2.3	Rozdíl mezi MEMS gyroskopem a akcelerometrem?.....	26
4	VLASTNÍ ŘEŠENÍ MĚŘICÍHO ŘETĚZCE	27
4.1	Základová deska akcelerometru	27
4.1.1	Základní rozdělení:.....	27
4.1.2	Vlastnosti.....	27
4.1.3	Návrh měřicího řetězce	29
4.2	Komunikace měřicího řetězce s externí aplikací.....	31
4.3	Výsledek měření.....	33
4.3.1	Matlab.....	33
4.3.2	Statistické zpracování dat podle váhy:	39
5	ZÁVĚR.....	43
	Literatura.....	44
	Přílohy.....	45

1 Úvod

Technika v medicíně jde neustále kupředu, komfort pro pacienty se neustále zvyšuje a díky výpočetní technice se stávají vyšetření pro pacienta méně stresující i bolestivá. Tato diplomová práce se zabývá bezdotykovým měřením vibrací, způsobených pohybem pacienta na lůžku při epileptickém záchvatu

Epileptických záchvatů je několik druhů, avšak pouze generalizované záchvaty jsou doprovázeny celkovou svalovou křečí a následným bezvědomím.

Cílem práce je vytvořit měřicí řetězec, který by detekoval vibrace, způsobené právě při generalizovaném záchvatu. Pomocí něj naměřit data, zpracovat je a zhodnotit, zda je tento způsob vhodný jako další ukazatel pro EEG záznam.

2 TEORIE PROBLEMATIKY

2.1 *Neinvazivní měření*

Chceme-li snímat, zpracovávat a zaznamenávat elektrické potenciály živého organismu, musíme mít k dispozici vhodné snímače, které umožní jeho připojení k příslušným měřicím přístrojům. Nazýváme je biopotenciálovými elektrodami. Podle druhu tkáně, se kterými jsou elektrody spojeny, je rozdělujeme na povrchové, podpovrchové a mikroelektrody. Povrchové elektrody jsou nejčastěji používaným druhem a jsou určeny pro neinvazivní snímání. Jako elektrolyt se používá solný roztok ve formě gelu či pasty. Při snímání z pokožky se budou vlastnosti elektrody značně lišit od situace, kdy snímáme invazivně. V popředí našeho zájmu stojí impedance elektrody v kontaktu s tkání a její frekvenční závislost.

Na elektrické vlastnosti rozhraní elektroda – elektrolyt a navazujícího rozhraní elektrolyt – pokožka, mají vliv konstrukční parametry elektrody (použitý materiál, rozměry apod.), fyzikální a chemické vlastnosti elektrolytu a tkáně. Tyto vlivy je nutné znát, abychom mohli elektrody efektivně konstruovat a používat. Při samotném používání elektrod je třeba počítat i s pohybem tkáně, který může záznam biopotenciálů znehodnotit, a se změnou parametrů elektrod i elektrolytů v čase.

Všeobecné požadavky na biopotenciálové elektrody jsou následující:

- musí zajistit kvalitní vodivé spojení organismu a diagnostického přístroje,
- nesmí dráždivě působit na kůži.
- materiál elektrod nesmí vlivem elektrolytických roztoků korodovat,
- elektrody musí být dodávány sterilní,
- musí být možné elektrody desinfikovat (v opačném případě musí být určeny k jednorázovému použití).

2.1.1 Typy povrchových elektrod

2.1.1.1 Plošné elektrody

Plošné neboli deskové kovové elektrody představují nejjednodušší formu praktické realizace biopotenciálových elektrod. Klasickým materiálem pro výrobu velkých plošných kovových elektrod je slitina stříbro-nikl (80% Ag, 20% Ni), elektrody s menší plochou se vyrábějí jako argentschloridové.

Malé plošné elektrody jsou tvořeny kovovým diskem, nahoře opatřeným kontaktním cvokem, který umožňuje připojení vodiče. Vodič také může být k elektrodě fixován natrvalo. Shora je elektroda kryta plastem nebo pěnovým materiálem. K místu snímání se fixuje lékařskou lepicí páskou, nebo může být určena pro jednorázové použití. V tomto případě je vybavena samolepicí vrstvou, na kovovém disku je nanесena potřebná vrstva gelu a celý její spodní povrch je chráněn fólií, která se před použitím strhne. Elektrodu pak stačí jen přitisknout na dostatečně rovné místo na pokožce. Tento typ elektrod se používá např. pro dlouhodobější monitorování EKG.

Dalším příkladem plošných elektrod jsou končetinové EKG elektrody. Původně se vyráběly jako jednoduché kovové pásky, dnes se používají ve formě klipsů, umožňujících snadné uchycení. Tento typ končetinových elektrod se používá pro kombinaci s balónkovými elektrodami a slouží k rychlému ambulantnímu záznamu EKG, k záznamu EKG při echokardiografickém vyšetření apod.

2.1.1.2 Balónkové elektrody

Balónkové elektrody jsou přizpůsobeny pro rychlé a snadné použití u ambulantních vyšetřeních a vyšetřeních v terénu. Skládají se z gumového balónku, spojeného přísavkou, která je určena pro přisátí elektrody ke kůži. Přísavka může být kovová a tvořit zároveň samotnou elektrodu. V takovém případě je sice plocha kovové elektrody velká, avšak skutečná plocha styku s povrchem těla je mnohem menší. Tuto nevýhodu lze odstranit jiným provedením elektrody, kdy je v gumové přísavce uložena kovová disková elektroda, nejčastěji argentchloridová. Plocha pro styk s pokožkou je zde mnohem menší než u elektrody s kovovou přísavkou, nevýhodou je menší účinnost přísavky a její menší mechanická životnost. Balónkové elektrody se používají jako hrudní elektrody při snímání EKG, a to s elektrolytem ve formě gelu. Jsou určeny pouze pro krátkodobé použití, neboť vtažení pokožky do přísavky a tlak povrchu elektrody na pokožku způsobují její podráždění.

2.1.1.3 Plovoucí elektrody

Použití plovoucích elektrod představuje způsob omezení výskytu pohybových artefaktů. Plovoucí elektroda je vždy tvořena kovovým diskem s vrstvou gelu, která se pohybuje s elektrodou, čímž je minimalizována možnost pohybu nábojové dvojvrstvy na rozhraní elektroda – elektrolyt. Elektrolyt se aplikuje do plastového pouzdra, které obklopuje kovový disk, nebo je (u elektrod pro jednorázové použití) výrobcem napuštěn do pružné pěnové podložky, přichycené ke kovovému disku elektrody. Elektrody se vyrábějí v provedení Ag/AgCl. K povrchu těla se fixují pomocí oboustranných samolepících kroužků, nebo jsou vybaveny samolepící vrstvou.

2.1.2 Rozdělení biosignálů

Z fyzikálního hlediska nemusí být biosignály pouze elektrické signály. Kromě těchto tzv. bioelektrických signálů rozlišujeme ještě biomagnetické, bioimpedanční, bioakustické, biomechanické a biochemické signály.

2.1.2.1 Bioelektrické signály

Všechny bioelektrické signály mají svůj původ v elektrických dějích, probíhajících na membránách dráždivých buněk. Bioelektrický signál snímáný pomocí elektrod vzniká současně činností velkého počtu těchto buněk. Protože lidské tělo je dobře vodivým prostředím, můžeme bioelektrické signály, vznikající činností vnitřních orgánů (srdce, mozku, svalů apod.) zaznamenávat pomocí povrchových elektrod. V některých případech je nevyhnutelné či přínosnější invazivní, využívající podpovrchových elektrod. Většina snímacích technik používá více elektrod rozmístěných v blízkosti daného orgánu (je-li to

možné či nutné i jinde). Zjišťujeme tak v podstatě rozložení elektrického pole generovaného tímto orgánem.

Bioelektrické signály jsou v současnosti z hlediska lékařské diagnostiky nejdůležitějšími biosignály. Při jejich snímání a zpracování nás zajímá rozkmit (neboli napětí špička – špička u_{pp}) a využívané frekvenční pásmo. Frekvenční spektrum většiny signálů je pro diagnostické účely využíváno jen z části.

Elektrokardiografický signál

Elektrokardiografický signál (EKG) je biosignálem srdce. Podstatou jeho vzniku jsou akční potenciály srdečních svalových buněk a buněk srdečního převodního systému. Akční potenciál se srdcem šíří (za nepatologického stavu) síněmi, převodním systémem a komorami. Z EKG signálu dokážeme jeho vznik a šíření posoudit, rozpoznat případnou poruchu a určit možné příčiny. Snímáme jej nejčastěji na povrchu těla pomocí končetinových a hrudních elektrod. Při operačních výkonech se EKG signál snímá přímo na srdci.

Elektrokortikografický signál

Elektrokortikografický signál (ECoG) obdržíme snímáním elektrických potenciálů přímo z povrchu obnažené mozkové kůry. Snímání se provádí především v průběhu operačních zákroků na mozku.

Elektromyografický signál

Elektromyografický signál (EMG) vzniká činností kosterního svalstva, je generován akčními potenciály svalových vláken. Snímá se povrchovými nebo podpovrchovými elektrodami.

Elektrogastrografický signál

Elektrogastrografický signál (EGG) je generován činností žaludečního hladkého svalstva. Snímá se nitrožaludečně nebo častěji pomocí povrchových elektrod, umístěných na břišní stěně. Z EGG signálu můžeme posoudit např. motilitu žaludku.

Elektroneurografický signál

Elektroneurografický signál (ENG) vzniká šířením akčního potenciálu periferním nervovým vláknem.

Elektrookulografický signál

Elektrookulografický signál (EOG) má původ v činnosti okohybných svalů. Snímáme jej neinvazivně pomocí povrchových elektrod, umístěných kolem očních důlků.

Elektroretinografický signál

Elektroretinografický signál (ERG) je generován činností sítnice. Lze jej měřit pomocí mikroelektrod na povrchu sítnice nebo na rohovce pomocí elektrody v podobě kontaktní čočky.

Fetální elektrokardiografický signál

Fetální elektrokardiografický signál (fEKG) vzniká činností srdce plodu a šíří se tělem matky. Snímat jej lze neinvazivně pomocí elektrod rozložených vhodně na břicho, nebo invazivní pomocí speciální elektrody, která se zapichuje do hlavičky plodu.

2.1.2.2 Bioimpedanční signály

Bioimpedanční signál není spontánní projevem organismu. Generujeme ho tak, že na vhodném místě indikujeme do tkáně střídavý proud o frekvenci desítek kHz. Na jiném místě na povrchu těla snímáme pomocí elektrod bioimpedanční signál, tedy napětí, které vzniká průchodem indukovaného proudu tkání.

V současné klinické praxi se bioimpedanční měření a tudíž ani odpovídající signály v širším měřítku nepoužívají, především pro technickou náročnost a malou přínosnost.

2.1.2.3 Biomagnetické signály

Lokální proudy, které protékají tělem při šíření akčního potenciálu, jsou podstatou existence velmi slabého magnetického pole některých orgánů.

Vlivem velmi malých intenzit polí je snímání biomagnetických signálů technicky náročné, neboť intenzity rušivých polí (geomagnetického pole Země, rušivých polí elektrospotřebičů a elektrické rozvodné sítě) jsou několikanásobně vyšší. Pro neinvazivní a bezkontaktní měření biomagnetických polí lze používat supravodivý kvantový magnetometr, umístěný v prostředí dobře odstíněném od rušivých polí. Výhodou proti měření bioelektrických signálů je lepší možnost lokalizace zdrojů biomagnetického pole.

Kvůli finanční náročnosti a relativně malému přínosu ve srovnání s měřením odpovídajících bioelektrických signálů není měření biomagnetických polí v rutinní klinické praxi využíváno.

2.1.2.4 Bioakustické signály

Mezi bioakustické signály patří srdeční ozvy. Běžně je posloucháme pomocí fonendoskopu, lze je však i snímat mikrofonom. Dynamický rozsah fonokardiografického signálu je 80 dB, nejmenší snímaný akustický tlak je asi 100 μPa. Frekvenční rozsah tohoto signálu je 5÷2000 Hz.

2.1.2.5 Biomechanické signály

Mezi biomechanické signály řadíme především nejružnější polohové výchylky, výchylky rychlosti, zrychlení, průtoky a tlaky, které lze v rámci lidského organismu měřit. Na rozdíl od bioelektrických signálů vyžaduje jejich měření přesnější umístění snímače. Nejčastěji měřenými biomechanickými signály jsou krevní tlak, respirační frekvence, srdeční výdej a objem tkání, resp. jeho změny.

Krevní tlak

Krevní tlak (TK) lze měřit invazivně i neinvazivně. hodnoty krevního tlaku se udávají vztaženy k hodnotě absolutního tlaku 760 mmHg, kterému odpovídá krevní tlak 0mmHg. Nejvyšší krevní tlak lze zaznamenat v pravé srdeční komoře a v artériích, jeho hodnoty se měří v rozmezí do 300 mmHg.

Srdeční výdej

Srdeční výdej je objem krve, vypuzený srdcem do krevního oběhu za jednotku času. Jeho normální hodnota je $5,5 \text{ l} \cdot \text{min}^{-1}$. Nejčastěji se měří při katetrizaci pravé srdeční komory prostřednictvím termodiluční metody.

Respirační frekvence

Respirační frekvence neboli frekvence dýchání lze měřit různými způsoby a to v rozsahu $0 \div 50 \text{ min}^{-1}$. Nejčastěji se respirační frekvence odvozuje z průběhu jiného biosignálu, např. z modulace EKG signálu či koncentrace oxidu uhličitého ve vydechovaném vzduchu.

Objem tkání

Objem tkání a jeho změny lze měřit pomocí pletysmografie. Dnes je klinicky využívána např. pletysmografie horních končetin, sloužící k hodnocení jakosti jejich prokrvení. Dalším příkladem je měření změn objemu celého těla při dýchání, tzv. celotělová pletysmografie.

2.1.2.6 Biochemické signály

Biochemické signály informují o koncentracích látek v tkáních lidského organismu a o jejich pH. Nejčastěji měříme nasycení krve kyslíkem, koncentraci a parciální tlak kyslíku a oxidu uhličitého v krvi a jejich koncentraci v dechových plynech.

2.1.2.7 Ostatní biologické signály

Ostatní biologické signály lze těžko zařadit do některé z výše uvedených skupin, příkladem je tělesná teplota. Měřit ji lze kontaktními či bezkontaktními teploměry, případně termografickou kamerou. Měřicí rozsah je vždy alespoň $35 \div 42^{\circ}\text{C}$. Tělesná teplota se mění velmi pomalu, proto při záznamu jejích hodnot bývá vzorkovací frekvence velmi malá. Většinou se měří v intervalech $10 \div 15 \text{ min}$.

2.1.2.8 Artefakty

Artefaktem se v lékařské diagnostické technice rozumí část záznamu (biosignálu či např. obrazového signálu, která nemá fyziologický původ ve vyšetřovaném orgánu. Obvykle se artefakty dělí na technické a biologické. Mezi technické artefakty, vyskytující se především při zpracování biologického signálu, řadíme elektrostatické potenciály, rušení elektrorozvodnou sítí, impulsní rušivé signály, rušivá elektromagnetická pole a šum elektronických prvků a obvodů. Další typy technických artefaktů jsou specifické pro jednotlivé vyšetřovací metody. Zcela jiné artefakty se vyskytují např. u zobrazovacích metod,

nebo při měření neelektrických biosignálů, jako jsou krevní tlak či tělesná teplota. Nejčastěji se projevující biologické artefakty jsou pohybové artefakty, artefakty vznikající vzájemným vlivem různých orgánů a artefakty dané biologickými rytmy.

Technické artefakty

Elektrostatické potenciály vznikají např. vlivem špatného kontaktu elektrod s pokožkou. Mohou být vyvolány vysycháním elektrovedivého gelu či kontaktní pasty, kontaminací biologickým materiálem, změnami prokrvení tkáně v místě kontaktu či změnami jejího zásobení kyslíkem. Artefakty tohoto druhu vznikají také při elektrostatických výbojích v bezprostředním okolí elektrod či vstupních obvodů diagnostických přístrojů.

Rušení elektrorozvodnou sítí

Rušení elektrorozvodnou sítí, neboli síťový brum, se do užitečného signálu zanáší kapacitními vazbami mezi tělem vyšetřovaného a jeho okolím, parazitními kapacitami mezi signálovým vedením a jeho okolím, elektromagnetickou indukcí a vlivem parazitních vazeb v elektrických obvodech diagnostických přístrojů. Eliminujeme je filtrací.

Impulsní rušivý signál

Stejnými cestami jako síťovým brumem je užitečný signál zanášen impulsním rušivým signálem, pocházejícím ze spínaných zdrojů, elektromotorů, vznikajícím při zapínání a vypínání elektrospotřebičů. Zdrojem impulsního rušení jsou i číslicové obvody, jedná se o rušení přenášené např. z počítače jeho komunikačním rozhraním. Obdobné artefakty mohou vznikat také při přepínání svodů, především u vývojově starších diagnostických přístrojů, vybavených mechanickými přepínači.

Rušivá elektromagnetická pole

Rušivá elektromagnetická pole se projevují při měření biomagnetických signálů, nejsou-li řádně odstíněna či eliminována jiným způsobem, např. odstraněním zdroje rušení z dosahu diagnostického přístroje. Výrazným zdrojem artefaktů při záznamu bioelektrických i biomagnetických signálů jsou mobilní telefony, které často úplně znemožní správné fungování diagnostického přístroje.

Šum elektronických prvků a obvodů

Vlastní šum elektronických prvků a obvodů se projevuje u analogové části vstupních diagnostických přístrojů, a to u aktivních i pasivních prvků, patří sem šum tepelná i kontaktní. Výhodou číslicového zpracování signálu je mimo jiné odolnost proti těmto (a výše zmíněným) rušivým vlivům.

2.1.2.9 Biologické artefakty

Při pohybu rozhraní elektroda – elektrolyt dochází k porušení na něm vytvořené dvouvrstvy elektrického náboje. Změna koncentrace iontů u rozhraní se projeví dočasnou

změnou půlčlankového potenciálu, čímž vzniká chyba měření, kterou nazýváme pohybovým artefaktem.

Vzájemný vliv různých orgánů se projevuje při snímání bioelektrických signálů těchto orgánů. EKG signál je modulován v rytmu dýchání, u EEG představují signály EKG a EOG artefakty. Při záznamu elektromiografického signálu konkrétního svalu jsou artefakty způsobeny okolními svaly.

2.2 *Bezdotykové měření*

Bezdotykové měření vylučuje přímý kontakt mezi měřicím řetězcem a měřeným objektem. Bezdotykové měření se nejčastěji provádí optickými či laserovými technologiemi (ačkoliv jsou možné další bezdotykové měřicí metody, jako je ultrazvuk, kapacitní a indukční měření). Nejčastěji používanou bezdotykovou měřicí metodou je měření tělesné teploty.

Bezdotyková měření mají výhodu v tom, že vylučují možnost poškození (kontaminaci) při dotyku s měřeným objektem. Bezdotyková měření mají výhodu v případech, kdy je požadována rychlost a přesnost měření.

2.3 *Epilepsie*

První medicínské zmínky o epilepsii se tradují do dob babylonských, tedy někde v roce 2080 před naším letopočtem. Od té doby dostala několik pojmenování a krom epilepsie ji můžete znát jako padoucnici, morbus sacer, morbus divinus, božskou či svatou nemoc. Do učebnic lékařské diagnostiky se dostala někdy v rozmezí 1067 až 1046 před naším letopočtem. Avšak tou dobou byla definována jako řádění zlých duchů a k léčbě se využívali mastě, amolety a s oblibou exorcismus. První komplexní pohled na nemoc pojmenovanou epilepsie stanovil ve 4 století př.n.l. Hypokrat. Ten popsal různé typy záchvatů a dokonce obdobné symptomy objevil i u zvířat. Přesto byla epilepsie ještě středověku považována za trest od boha, proto se jí také říkalo boží nemoc. Teprve až v druhé polovině 19 století bylo definitivně stanoveno, že příčinou záchvatů je mozek a pro léčbu byli využívány bromidy.

Epilepsie postihuje přibližně jedno procento populace a je vyvolána abnormální elektrickou aktivitou v buňkách mozku. Tyto abnormality mohou zasáhnout pouze jistou část a v takovém případě se jedná o parciální záchvat nebo může dojít k rozšíření na celý mozek a tento generalizovaný záchvat je provázen typickými křečemi a bezvědomím. Epilepsie se dále krom lokality zasaženého místa a následných symptomů rozděluje na symptomatickou, idiopatickou a kryptogenní. Symptomatická epilepsie má jasnou příčinu. Vzniká po úrazech hlavy, nádoru na mozku, po cévní mozkové příhodě či prodělané infekci. Tato forma může člověka postihnout v jakémkoliv věku, přičemž ve stáří následkem změn je běžnější. Idiopatická epilepsie je podmíněna dědičnými vlohami a projeví se nejpozději do dvaceti let. U Kryptogenní epilepsie jsou dnešní vědě příčiny vzniku zatím neznáme.

Při vyslovení slova epilepsie si každý povětšinou vybaví záchvat, kdy se nemocný zhroutí k zemi a nekontrolovatelně sebou třese, avšak to je představa trochu zkreslená, neboť jak již bylo zmíněno, průjevy jsou odvozené od lokality v mozku, kde k abnormálním výbojům dochází. U některých pacientů mohou být postiženy jen některé funkce, proto za příznak epilepsie je nutné považovat i trhání koutků úst. Při veškerých záchvatech však dochází ke ztrátě vnímání okolí, což je hlavním pojítkem jednotlivých druhů. K popsanému generalizovanému záchvatu dochází při zasažení rozsáhlé oblasti mozku. Dá se rozdělit na tři fáze. Na období před záchvatem, kdy se několik vteřin před samotným záchvatem objeví tzv. aura. Ta se projeví dle části mozku kde epilepsie vzniká. Někdy tato fáze chybí úplně nebo jsou její příznaky jen těžko rozeznatelné. Druhou fází je samotný záchvat, jenž trvá i několik minut a je natolik vyčerpávající, že jedinec posléze upadá do spánku, což je třetí fáze záchvatu. Epilepsie sama o sobě není životu nebezpečná, avšak při samotném záchvatu není nic neobvyklého, že dojde k zranění. Samotný záchvat se stane nebezpečným pokud trvá déle než 30minut či dochází ve velmi krátkých intervalech k jeho opakování. V takovém případě může dojít k poškození mozku. Tento stav je pojmenován status epilepticus.

Avšak při správné léčbě k němu nedojde. Standardně je využíváno k léčbě farmaceutik, jejichž má však svá omezení a tak není nezvyklé jejich účinnost zvyšovat jejich kombinací. I přes to se u cca 30% pacientů nedaří příznaky epilepsie zmírnit či úplně zastavit. V těchto případech se neurologové přiklánějí k některé operativní metodě.

Elektrická aktivita mozku vykazuje rytmickou aktivitu o různé frekvenci, sahající od 0.3-3.5 Hz (delta vlny), přes pásmo vln theta (4-7 Hz), alfa (8-13 Hz) k vysokým frekvencím (14-30 Hz), souhrnně označovaným jako beta vlny

Jednotlivé rytmy EEG se liší:

1. lokalizací na povrchu lebky,
2. amplitudou,
3. vztahem k definovaným fyziologickým stavům, jako jsou spánek, bdění, volní pohybová aktivita, příjem a zpracování sensorické informace a změna vnitřního prostředí. Přehled jednotlivých rytmtů EEG a jejich vlastností ukazuje tabulka.

Přehled základních rytmtů spontánního EEG u člověka				
rytmus	frekvence (Hz)	amplituda (μV)	lokalizace	stav
Delta	0,3 - 3,5	100 – 150	difúzní	spánek
Theta	4,0 – 7,0	70 – 100	frontálně, okcipitálně	usínání
Alfa	8,0 – 13,0	20 – 50	okcipitálně	relaxování bdění
Beta	14,0 – 30,0	5 – 10	frontálně	duševní aktivita
Gama	38,0 – 40,4	3 – 5	centrálně, okcipitálně	volný pohyb, myšlení
Mí	8,0 – 10,0	20 – 50	centrálně	zvýšená pozornost

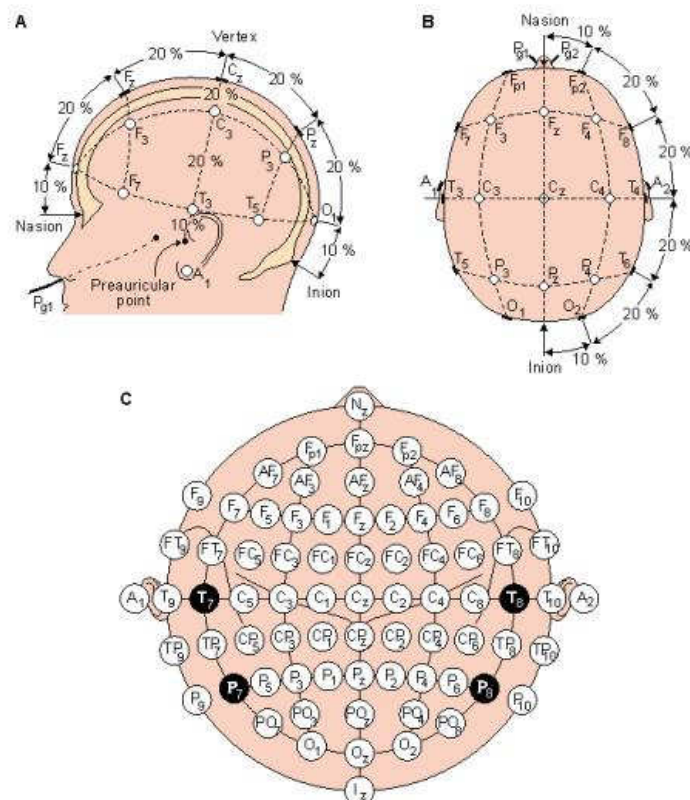
Tab. 1 :Přehled jednotlivých rytmtů EEG a jejich vlastností

Základní typy vln:

- **Delta rytmus** (0 – 4 Hz) je vždy patologickým projevem v EEG dospělého bdělého člověka. Vlny delta se vyskytují hlavně v hlubokém spánku (non REM III,IV), ale i v transu a hypnóze.
- **Theta rytmus** (4 – 8 Hz) se u zdravých lidí objevuje v centrální, temporální (spánkové) a parietální (temenní) oblasti. Patologický stav indikují theta vlny, jestliže je jejich amplituda alespoň dvakrát vyšší než aktivita alfa. REM fáze spánku.
- **Alfa rytmus** (8 – 13 Hz) je vlastností mozku, který je zdravý (při organické lézi se alfa mění nebo ztrácí). V bdělém stavu je maximum nad zadními oblastmi mozkových hemisfér a to v klidu (bez duševní činnosti) a při fyzické relaxaci. Alfa vlny jsou charakteristické pro stadium těsně před usnutím. Nejlépe je alfa aktivita vyjádřena při zavřených očích, tlumí se právě otevřením a duševní činností. Alfa rytmus je především aktivitou optického analyzátoru – lidé od narození slepí nemají vytvořenou alfa aktivitu.
- **Beta rytmus** (13 – 30 Hz) z hlediska lokalizace je tento rytmus symetrický. Maximum je nejčastěji nad předními částmi lebky, hlavně frontálně. Směrem dozadu ubývá. Beta vlny jsou typické pro soustředění na vnější podněty, pro logicko-analytické myšlení, ale i pro pocity neklidu, hněvu a strachu. Obvykle se netlumí pozorností či zrakovým vjemem.

Měření EEG signálu pomocí systému 10 na 20:

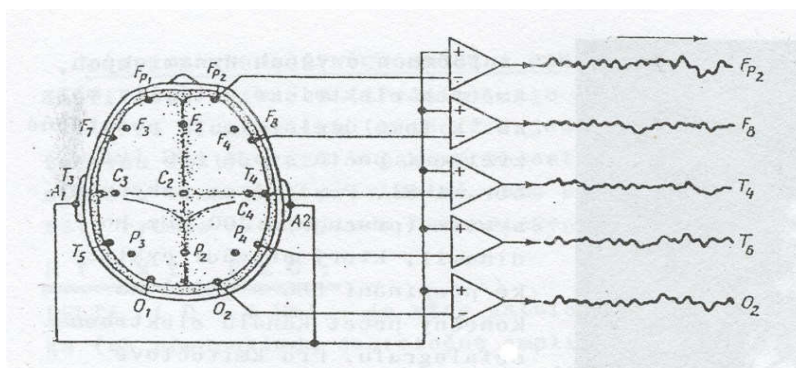
- Rozložení elektrod na hlavě není náhodné, řídí se podle jednoduchého antropometrického měření, které navrhl H. Jasper. Jde o tzv. systém 10-20, protože vzdálenost od dvou krajních poloh jak v sagitální (podélné) tak v transversální (příčné) linii je rozdělena na úseky po 10% nebo 20%. Vychází ze 4 bodů: nasion (kořen nosu), inion (výstupek na týlní kosti), body před ušním boltcem vpravo a vlevo. Lichá čísla elektrod jsou v levé, sudá v pravé polokouli. Indexem Z (zero) jsou označena místa elektrod ve středu.
- Označení elektrod v systému 10-20 se skládá z písmene udávající přibližnou polohu elektrody (F – frontal, P – parietal, T – temporal, O – occipital, C – central) a čísla nebo písmene určující přesnější umístění elektrody na hlavě (např. pro senzomotorickou oblast mají elektrody označení C3, C4).
- Kombinací ze svodového systému „10-20“ lze definovat velmi mnoho. Např. u ambulantního záznamu se velmi často používá 24-kanálový záznam (23 EEG signálů a 1 kanál je určen pro EKG).



Obr. 1 :Zapojení „10 – 20“

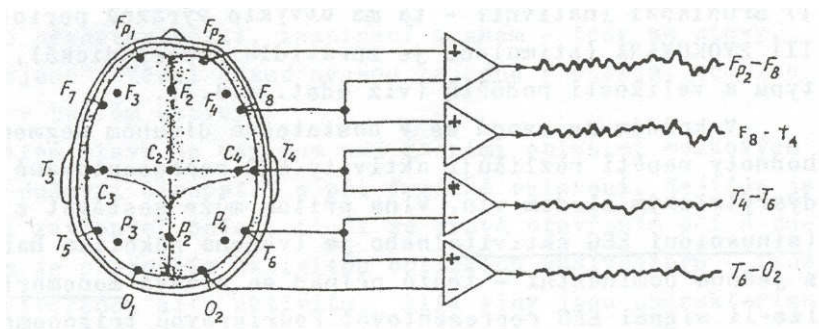
Režimy snímání EEG:

- 1) **Unipolární režim** – používá společnou referenční elektrodu (nejčastěji je tato elektroda na ušním lalůčku, někdy se přitom spojují oba ušní lalůčky). Tento systém umožňuje lépe pozorovat velikost a tvar vln, získáme vyšší úroveň EEG, ale lokalizační výsledky mají větší chyby než u velmi často používaného bipolárního režimu.



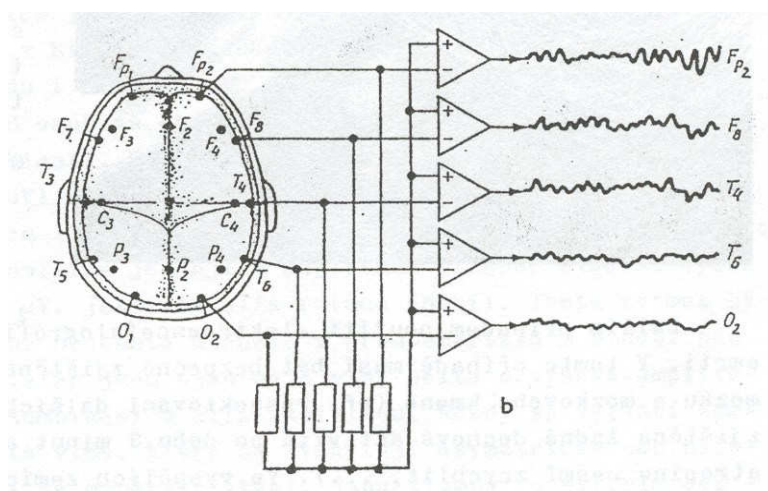
Obr. 2 :Unipolární zapojení

- 2) **Bipolární režim** – používá se množina svodů zapojených bez společné referenční elektrody. Označíme-li jednotlivé OZ na obrázku čísla shora dolů, pak invertující vstup k-tého OZ je vždy spojen s neinvertujícím vstupem (k+1)-ního OZ.



Obr. 3 :Bipolární zapojení

- 3) **Zprůměrovaný režim** – v tomto systému se používá společná indiferentní elektroda, obvykle vytvořená podle Goldmana.



Obr. 4 :Zprůměrované zapojení

2.3.1 Druhy epilepsie dle příznaků a místa vzniku

Epilepsie se rozděluje dle prodělaných příznaků na čtyři skupiny.

Jednoduché parciální epileptické záchvaty postihují pouze vyhraněnou oblast mozku a projevují se dočasnou poruchou oné oblasti. Vědomí není nikterak narušeno. Může se projevit pouhými záškuby rukou či koutků úst, avšak také může dojít k zrakovým, sluchovým nebo čichovým halucinacím.

Komplexní parciální epileptický záchvat zasahuje širší oblast mozku a zpravidla se projevuje automatizovanými pohyby. Může se jednat o jednoduché mrkání či mlaskání, ale také komplexní chození. Společně se záchvatem se dostavuje i ztráta vědomí, takže postižený nemá o svém nezvyklém chování ani potuchy.

Generalizovaný epileptický záchvat bez křečí postihuje kompletně celý mozek a projevuje se nečekanou krátkou ztrátou vědomí, strnulým pohledem či jen přerušením rozdělané činnosti. Poměrně dost svými projevy připomíná pouhé zahledění či mikrosnůvek. Jen zřídka kdy se

stává, aby nemocný upadl, zkrátka pouze na několik sekund ztrácí kontakt s okolím a okamžitě po odeznění záchvatu se vrací do normálu. Právě proto ani nemusí tušit, že nějaký epileptický záchvat právě prodělali. Avšak opakované záchvaty mohou vést hlavně u dětí k zapomnětlivosti a ztrátě koncentrace.

Generalizovaný epileptický záchvat s křečemi je onen klasický záchvat, který si většina lidí v souvislosti s epilepsií vybaví. Dochází k výpadku vědomí, při němž tělo ovládne křeč. Čelisti se pevně sevřou a hrozí nebezpečí prokousnutí jazyka. Silné svalové kontrakce způsobují neovladatelné třesení končetin a mohou vést i k problémům s dýcháním. Zpravidla záchvat trvá několik minut a postižený je po něm velmi vysílen a upadá do spánku.

Občas můžeme zaslechnout i pojmy jako grand mall či petit mall, což je dřívější rozdělení druhů epilepsie, jenž se dnes sice již nepoužívá, ale stále ho občas se setrvačností můžete zaslechnout.

2.3.2 Diagnostika epilepsie

Diagnostika epilepsie je dlouhodobější záležitost, lékař si musí mít naprostou jistotu, že se o ni skutečně jedná. I když vás potká generalizovaný epileptický záchvat s křečemi, nemusí to automaticky znamenat, že jí musíte trpět. Neurolog k vyšetření potřebuje znát přesný průběh záchvatu, kdy se objevil poprvé, co mu předcházelo, jak dlouho trval a popřípadě jak často se opakují a zda se již v rodině objevilo nějaké neurologické onemocnění.

Poté následuje standardní vyšetření s odběrem krve základní vyšetření pomocí EEG. Elektroencefalografické vyšetření mapuje elektrickou aktivitu mozku pomocí elektrod či zvláštní čepice. To je povětšinou následované vyšetřením mozku počítačovou tomografií a zpravidla se provádí i nukleární magnetická rezonance. Na základě výsledků je rozhodnuto, zda bude u pacienta provedeno další vyšetření ve specializovaných epileptických centrech, kde je např. dlouhodobě měřena aktivita mozku pomocí EEG a vše je bedlivě monitorováno.

Byl-li stav bezvědomí velice krátký, lze pomocí vyšetření srdce na EKG zjistit, jestli za stav nemohla náhlá srdeční slabost. Epileptický záchvat prožilo přibližně 4% populace, avšak mnohdy se jednalo pouze o jediný záchvat a samotná epilepsie je diagnostikována cca u jednoho procenta populace. Proto mnohdy trvá týdny i měsíce, než lze nevyvratitelně za příčinu určit aktivitu v mozku. Léčba je nasazena až v případě, že dochází k opakování záchvatů, neboť v případě ojedinělého se nemusí jednat vůbec o epilepsii, nýbrž třeba o nával paniky, migrénu či již zmiňovaný srdeční záchvat.

2.3.3 Léčba epilepsie

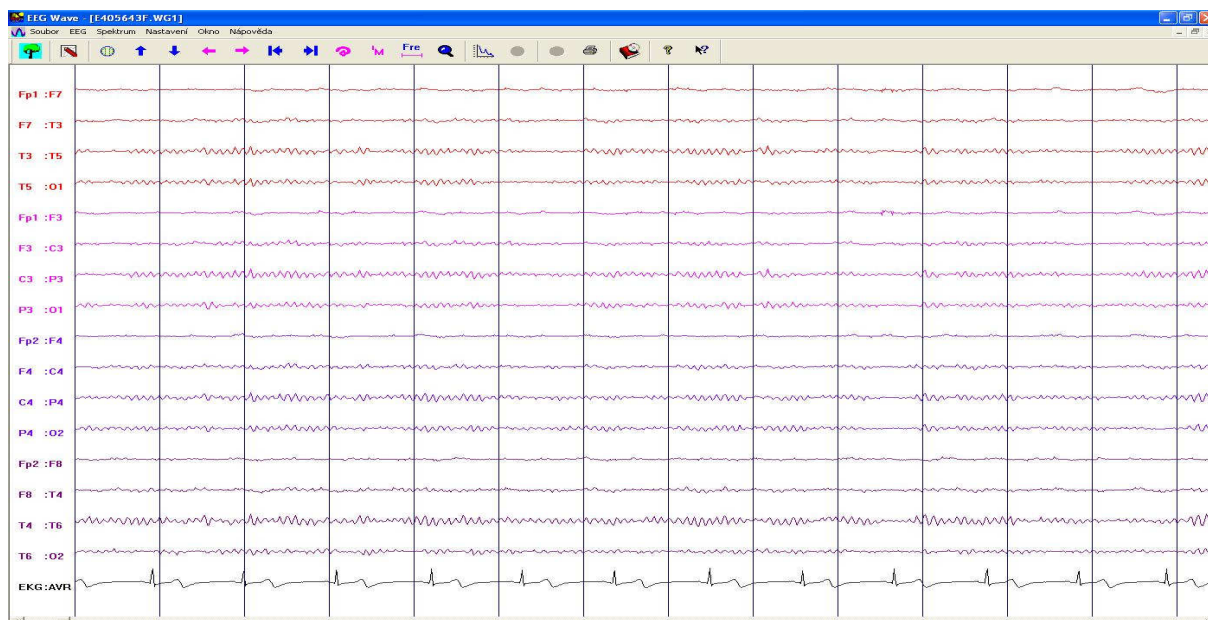
Po prvním záchvatu není pacientovi povětšinou nasazená žádná léčba, jen je mu doporučeno dodržovat zvláštní režim. Základem je dodržování pravidelného režimu, v konzumaci potravin se vyvarovat dráždivějším surovinám a abstinence. Lidé trpící epilepsií

musí citelně změnit i svůj přístup k práci. Z bezpečnostních důvodů se musí vyhýbat pohybu ve výškách a nesmí pracovat u rotačních strojů. Kvůli pravidelnosti pro ně není vhodný ani nepřetržitý provoz a přichází zákaz řízení motorových vozidel. Řízení může lékař povolit, pokud pacient netrpí minimálně dva roky záchvaty.

Uzná-li lékař, že dodržování zvláštního režimu není dostatečné pro předcházení záchvatům epilepsie, přistoupí k předepsání léků, tzv. antiepileptik. Jejich cílem je zamezovat abnormální elektrické aktivitě. O druhu medikamentu rozhodne lékař na základě projevů záchvatu a jejich častosti opakování. Antiepileptika je nutné brát pravidelně a je i doporučováno dodržovat hodinu, aby byla hladina aktivní látky v krvi stále v potřebné výši. I jejich náhodné vysazení může mít za následek vyprovokování záchvatu. Avšak při jejich pravidelném užívání u velkého procenta pacientů dojde k úplnému vymizení záchvatů. U silnějších léků je nutné pravidelnými odběry krve sledovat její parametry. Pro své vlastnosti nesmí být podávána v době těhotenství, neboť existuje poměrně vysoké riziko vzniku postižení plodu.

U přibližně 30% jedinců trpících epileptickými záchvaty nedochází k zlepšení ani pomocí farmaceutik. Tito lidé trpí tzv. farmakoresistentní epilepsií a povětšinou je tedy nutné přistoupit k operačnímu zákroku. Po vyšetření na specializovaném epileptologickém pracovišti je individuálně posuzováno k jakému zákroku dojde, aby se záchvaty odstranili nebo alespoň významně omezili.

2.3.4 Normální EEG bdělého dospělého člověka



Žena, 35 let, zdravá, preventivní vyšetření při práci ve výškách

Technická kvalita grafu je dobrá. Místy jsou patrné svalové artefakty, zejména artefakty z polknutí. Rozlišení krajin je dobře patrné. Nad zadními kvadranty je bohatě

vyjádřený alfa rytmus o frekvenci kolem 11 Hz, s vřeténkovou amplitudovou modulací. V zapojení 8/R1 dosahuje amplituda vřetének okcipitální alfa aktivity až 100 μ V.

Alfa atenuační reakce je pozitivní, rebound fenomén je symetrický. V transversálním zapojení 8/T2 je ve svodech P3-Pz a Pz-P4 dobře patrná paramediální synchronie. Stojí za povšimnutí, že ve svodu T4-T6 je amplituda alfa aktivity vyšší než ve svodu T6-O2. To vyvolává dojem posunu maxima alfa aktivity z okcipitální oblasti směrem dopředu, do střední temporální krajiny. Ve skutečnosti má potenciálové pole alfa aktivity své maximum vzadu a mezi elektrodami O2 a T6 je malý potenciálový spád. Proto se ve svodu T6-O2 kreslí jen malá výchylka. Naproti tomu pod elektrodou T4 je alfa aktivity již jen minimálně, takže mezi elektrodami T6 a T4 je potenciálový spád velký, a proto se v tomto svodu kreslí alfa aktivita s velkou výchylkou. Skutečné rozložení potenciálového pole alfa aktivity lze ověřit např. ve zdrojovém zapojení 16/SD.

Ve druhé polovině registrace se objevují mírné známky kolísání vigility spočívající v občasném rozpadu alfa aktivity a přechodném oploštění křivky. Hyperventilace vede ke zvýšení alfa indexu v důsledku zlepšení vigility. Jiné změny se při hyperventilaci neprovokují. Při fotostimulaci je při stimulačních frekvencích 13 Hz a 14 Hz patrné přejímání frekvence záblesků formou subharmonických frekvencí.

Výkonová spektra: Na mapě výkonových spekter je patrná převaha aktivity z pásma alfa nad zadními kvadranty, se zřetelným odlišením krajin. Ve výkonových spektrech je patrné ostré maximum výkonu v pásmu alfa kolem 11 Hz pod elektrodami O1 a O2.

2.3.5 Abnormální EEG

Beta záznam



Žena, 65 let., TIA s pravostrannou symptomatologií jeden den před EEG vyšetřením

Rozlišení krajin je špatně vyjádřeno. Pozadí grafu tvoří difúzní beta aktivita o frekvenci kolem 18 Hz. Amplitudové maximum beta aktivity je centrálně, kde dosahuje až 70 μ V. Nad zadními kvadranty jsou do beta aktivity vloženy ojedinělé vlny z pásma alfa, o frekvenci kolem 11 Hz. Při otevření očí se alfa komponenta utlumí, beta aktivita zůstává prakticky neovlivněna. Vysoká amplituda beta aktivity budí podezření na vliv medikace.

Zejména v referenčním zapojení 8/R1 jsou v záznamu patrné artefakty z kardiostimulátoru.

Výkonová spektra: Ve výkonových spektrech například z elektrod 01 a 02 je patrné neostré maximum ve vyšších frekvencích kolem 21 Hz.

Na mapě výkonových spekter vidíme maxima nad zadními kvadranty v pásmu beta a delta (což je způsobeno podloženými pomalými vlnami).

3 VÝBĚR SNÍMAČE PRO MĚŘICÍ ŘETĚZEC

Většina zdravotnické techniky pracuje jako přesné měřicí přístroje pro měření a vyhodnocení biologických veličin. Každý fyziologický stav nebo proces je možné kvalitativně i kvantitativně určovat prostřednictvím měření fyzikálních veličin, které jej charakterizují. Tyto veličiny mohou být elektrické, ale většinou jsou původu neelektrického. Proto je principem většiny zdravotnické přístrojové techniky měření těchto fyzikálních veličin a transformace na elektrický signál., který se pro další zpracování používá. Primárním prvkem každého přístroje jsou snímače příslušných biologických veličin, které zaznamenávají její hodnotu a změnu.

Snímače a senzory představují rozhraní mezi vyšetřovaným nebo léčeným biologickým objektem a zařízením pro zpracování a vyhodnocení signálu jimi měřeným.

Senzor

V technickém pojetí je senzor funkční prvek tvořící vstupní blok měřicího řetězce, který je v přímém styku s měřeným prostředím. Pojem senzor je ekvivalentní pojmu snímač, převodník nebo detektor. Citlivá část senzoru se občas označuje jako čidlo. Senzor jako primární zdroj informace snímá sledovanou fyzikální, chemickou nebo biologickou veličinu a dle určitého definovaného principu ji transformuje na měřicí veličinu – nejčastější na veličinu elektrickou. Dále existují senzory, u nichž je neelektrická veličina přímo transformována na číslicový signál.

Rozdělení senzorů

Nejpoužívanější rozdělení vychází z představy, že senzor lze chápat jako převodník mezi podnětem vyjádřeným měřenou veličinou (snímanou) a výstupní veličinou (naměřenou).

Z této představy plynou následující dělení:

Podle vstupní veličiny:

- geometrické veličiny (měření polohy, posunutí, atd.),
- mechanické veličiny (měření rychlosti, akcelerace, síly, tlaku, průtoku, atd.),
- teplotní veličiny (teplota, tepelná tok, atd.),
- elektrické a magnetické veličiny,
- intenzita vyzařování (elektromagnetické, radiační, zvukové, atd.).
- chemické veličiny (koncentrace iontů, atd.).
- biologické veličiny (koncentrace enzymů, atd.).

Podle výstupní veličiny:

Nejčastěji používanou výstupní veličinou je elektrický signál (senzory odporové, indukční, kapacitní). Využívá se však i veličin optických (změna barvy nebo jasu), mechanických (posunutí ukazatele) apod. Výstupní signál lze rozdělit na analogový a digitální).

Podle principu převodu:

- fyzikálním převodem – Převod je realizován voleným fyzikálním dějem,
- chemickým převodem (adsorpce, absorpce),
- biochemickým převodem – Tvoří samostatnou část chemických senzorů, ke své činnosti využívají biologicky aktivní látky.

Dle styku s měřeným prostředím:

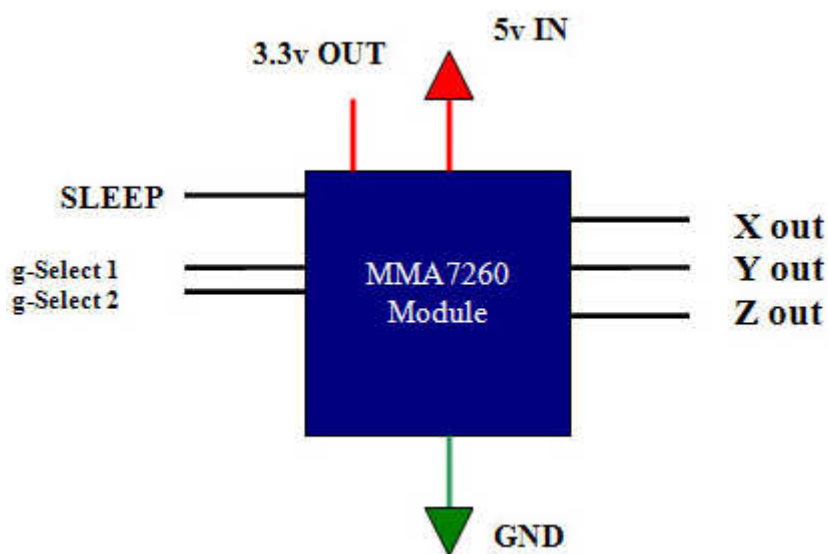
- bezdotykové,
- dotykové.

Podle převodu neelektrické veličiny

- senzory s jednoduchým převodem – měřená veličina se mění přímo na veličinu výstupní
- senzory s několikanásobným převodem – měřená veličina se mění nejprve na jinou veličinu a tato se pak mění dále na veličinu výstupní

Pro naše měření jsme zvolili senzor mechanických veličin. Ty se používají v několika oblastech medicíny, například jako součást rehabilitační techniky nebo jako akcelerometry pro měření vibrací, statistického nebo dynamického zrychlení, měření odstředivých a setrvačných sil nebo pro určování pozice tělesa, gyroskopy pro měření úhlové rychlosti.

3.1 Akcelerometr



Obr. 5 :3D

akcelerometr MMA7260

MEMS

3.1.1 Specifikace akcelerometrů (technická data)

Dynamický rozsah - je to +/- maximální amplituda kterou lze změřit než se snímač poškodí. Je uváděn v násobku g.

Frekvenční odezva - je určena hmotností snímače, piezoelektrickými vlastnostmi krystalu a rezonanční frekvencí krytu snímače. Je to frekvenční rozsah, v němž výstupní hodnota signálu akcelerometru má dovolenou odchylku +/-5%. 1g je zemské zrychlení $9,8 \text{ m/s}^2$.

Uzemnění - Zemnění signálu akcelerometrů je dvojím způsobem. Uzemněné akcelerometry mají s krytem spojen pól s nižším potenciálem. Protože je kryt snímače spojen se signálem a při montáži upevněn k vodivému materiálu, musí být věnována výběru snímače pozornost,

abychom se vyhnuli problémům s rušením. Snímače s krytem odizolovaným od signálu jsou zase citlivé na indukované rušení.

Horní frekvenční limit - Je to frekvence, kdy výstupní signál překročí dovolenou odchylku. Souvisí to vždy s mechanickou rezonancí daného snímače.

Dolní prahová frekvence - Je to frekvence, při níž výstupní signál začíná klesat nebo jeho přesnost překračuje dovolenou mez. Není to zcela nulový signál, avšak citlivost velmi rychle s nižší frekvencí klesá.

Rušení - Elektronické rušení je generováno v obvodech zesilovače. Toto frekvenční rušení může být buď širokopásmové nebo spektrální. Úrovně šumu jsou specifikovány v "g" např.: 0,0025g ; 2 - 25000Hz. Šum obvykle klesá s frekvencí a rušení na nízkých frekvencích tak bývá větším problémem než na frekvencích vysokých.

Rezonanční frekvence - je to frekvence na níž snímač rezonuje nebo zvučí. Frekvenční měření se snímači zrychlení se provádějí pod touto rezonanční frekvencí.

Citlivost - je to výstupní napětí snímače při měření určité síly vyjádřené v "g". Akcelerometry se dělí do dvou kategorií - s citlivostí 10mV/g nebo 100mV/g. Frekvence střídavého výstupního napětí odpovídá frekvenci vibrací. Výstupní úroveň napětí odpovídá amplitudě vibrací. Akcelerometry s nízkou úrovní výstupu se používají k měření vyšších úrovní vibrací, zatímco akcelerometry s vysokou úrovní výstupu jsou používány k měření nízkých úrovní vibrací.

Teplotní vliv (citlivost na teplotu) - je to výstupní napětí na stupeň Celsia měřené teploty. Snímače jsou teplotně kompenzovány s cílem udržení změn výstupního signálu v daných limitech v daném rozsahu teploty.

Teplotní rozsah - je limitován integrovaným obvodem konvertujícím elektrický náboj na nízkoimpedanční výstup. Typický rozsah je -50 až 120 stupňů C.

Montáž

Snímač musí být upevněn přímo na povrch stroje, aby měření vibrací bylo správné a přesné.

3.1.2 Rozdělení akcelerometrů:

1. Podle měřeného směru zrychlení:

- 1D - snímání pouze v jednom směru vybraného natočením nebo naklopením senzoru při instalaci,
- 2D - snímání ve dvou směrech (ve dvou osách), obvykle X a Y nebo X a Z, ale v praxi vše opět závisí na natočení senzoru při instalaci,
- 3D - měření ve všech třech osách X, Y a Z.

2. Podle měřicího rozsahu:

- pro nízká g (low g) - vhodná pro měření hodnot zrychlení do cca 20 g,
- pro střední g (medium g) - vhodná pro měření hodnot zrychlení do cca 100 g,
- pro vysoká g (high g) - pro náročné aplikace, kde jsou objekty vystavené vysokým hodnotám zrychlení v hodnotách od 100 g výše, dnes až 300 g.

3. Podle typu výstupu:

- analogový - separátní napěťový výstup pro každý měřený směr (osu),
- digitální - digitální sériový výstup I2C/SPI.

3.1.3 Srovnání akcelerometru od firmy Bosch a Freescale

Bosch Sensortec je divizí známé společnosti Robert Bosch GmbH. Bosch Sensortec se zabývá vývojem a výrobou MEMS (Micro Electro Mechanical Systems) digitálních senzorů - akcelerometrů a snímačů tlaku.

Zvládnutí technologie MEMS potvrzuje i fakt, že Bosch Sensortec dodnes vyrobil přes 150 miliónů senzorů.

Akcelerometry od Bosch Sensortec vynikají miniaturními rozměry a velmi nízkou spotřebou. Ve spojení s funkcí Interrupt (popis viz níže) jde o jedinečné komponenty.

	BMA150	BMA180	BMA220
Funkce	3-osý akcelerometr	3-osý akcelerometr	3-osý akcelerometr
Rozsah měření	±2g, ±4g, ±8g (volba přes SPI/I ² C)	±1g, ±1,5g, ±2g, ±3g, ±4g, ±8g, ±16g (volba přes SPI/I ² C)	±2g, ±4g, ±8g, ±16g (volba přes SPI/I ² C)
Rozlišení	10bit » 4mg (±2g rozsah)	14bit » 0,5mg (±2g rozsah)	6bit » 62,5mg (±2g rozsah)
Absolutní přesnost	-	-	-
Nelinearita	±0,5% FS	±0,1% FS	±2% FS
Šířka pásma	25Hz ... 1500Hz	10Hz ... 1200Hz	32Hz ... 1000Hz
Interface	SPI, I ² C	SPI, I ² C	SPI, I ² C
Další vlastnosti	- programovatelný interrupt*- Self test		
Napájecí napětí	1,62 ... 3,6V	1,20 ... 3,6V	1,62 ... 3,6V
Spotřeba	200uA	650uA	250uA
Teplotní rozsah	-40°C ... +85°C		
Pouzdro	LGA 3x3mm	LGA 3x3mm	LGA 2x2mm

Tab. 2 :Srovnání Bosch akcelerometrů

* programovatelný interrupt u akcelerometrů: jde o výstup logického signálu, který informuje o tom, že nastala nějaká, předem naprogramovaná situace. Například lze naprogramovat aktivaci interruptu tak, aby informoval o dosažení minimálního g, maximálního g nebo rozpoznání plynulého pohybu. Jakmile je splněna podmínka interruptu, aktivuje se logický signál na pinu INT. Díky této funkci lze akcelerometry použít i jako samostatné obvody, bez potřeby jakéhokoli procesoru nebo řízení.

Pro naše potřeby použitelný BMA180



Obr. 6 : Bosch Sensortec akcelerometry

Akcelerometry Freescale

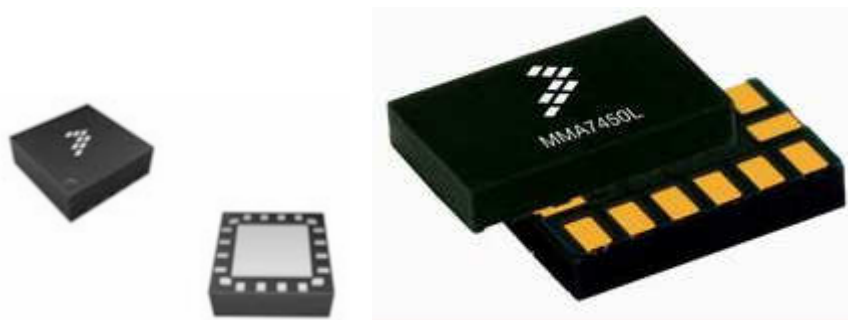
I když se ve většině současných článků o akcelerometrech, senzorech zrychlení, vyzdvihují převážně 3D typy, snímající v osách X, Y i Z, stále existuje mnoho aplikací, které si vystačí jen 1D nebo 2D senzorem. I ty lze najít v hojném množství v nabídce Freescalu, v různých provedeních, pouzdrech, rozsazích a citlivostech. Stačí jen zvolit ten pravý..

Možnostech volby 3D senzoru v nabídce Freescalu jsou následující:

- **pro nízká g:**
 - MMA7260 (1.5/2/4/6 g),
 - MMA73xxL (1.5/3/4/6/12/g),
 - MMA7450L (2/4/8 g).

	MMA230xD	MMA626xQ	MMA7360L	MMA 7450L
Funkce	1-osý akcelerometr	2-osý akcelerometr	3-osý akcelerometr	miniaturní 3-osý akcelerometr s SPI rozhraním
Rozsah měření	0 až 281 g	0 až 1.5 g	1.5g / 6g	2 / 4 / 8 g
Citlivost	8 mV/g a 1.6 mV/g/V	800 mV/g	800 a 200 mV/g	64 LSB/g při 2g 64 LSB/g v 10bit. módu při 8 g
Křížová přesnost			5 %	
Nelinearita	max. 1 %	1 %	1 % z rozsahu	1 % z rozsahu
Šířka pásma	400 Hz	50 až 900 Hz		62.5 / 125 Hz
Spotřeba			400 A, ve sleep módu jen 3 mikroA	400 mikroA, v standby módu jen 5 mikroA
Napájecí napětí	5 V DC	3.3 V DC	2.2 V , 3.6V DC	analog.: 1.8 V DC dig.: 2.8 V DC
Teplotní rozsah	-40°C až 125 °C	-20°C až 85 °C	-20 °C až 85 °C	-20 °C až 85 °C
Pouzdro			LGA 3 x 5 x 1 mm	LGA, 14 vývodů, rozměry 3 x 5 x 0.8 mm

Tab. 3 :Srovnání Freescale akcelerometr



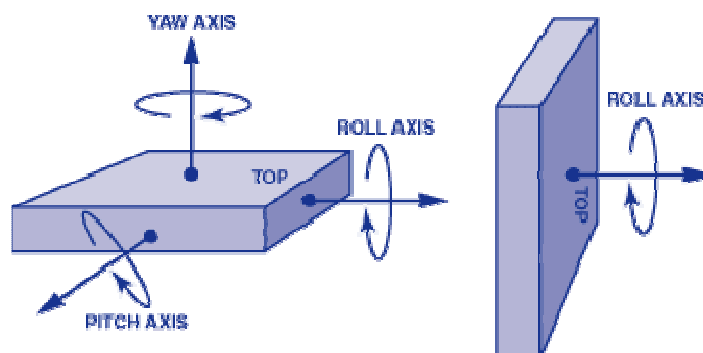
Obr. 7 : Freescale akcelerometry

3.2 Integrované MEMS gyroskopy

Použití gyroskopů je vedle akcelerometrů další možností, jak měřit pohyb, přesněji rychlost otáčení ve stupních za sekundu. Gyroskopy jsou již dlouhou dobu známy a využívány pro měření a určování změny polohy nebo natočení libovolného předmětu, ke kterému jsou připevněny. Dříve však bylo možné použít je mechanické provedení, případně optické s využitím světla nebo světlovodných vláken. Dnes je již lze najít v integrované podobě klasických součástek obsahující mimo samotný snímač i celou škálu vyhodnocovacích obvodů a logiky. Výstup je pak analogový, digitální nebo obojí. Díky tomu lze gyroskopy použít i v běžných aplikacích, nejen ve vědě a výzkumu. Například dnes běžné přesné určování pozice a sledování pohybu objektů přes GPS by bez gyroskopů nebylo možné.

3.2.1 Obecný princip MEMS gyroskopů

Gyroskopy jsou obecně určené pro měření úhlové rychlosti, tzn. údaj o tom, jak se měřený objekt rychle otáčí, v jednotkách stupňů/sekundu ($^{\circ}/s$). Rotaci je možné typicky měřit vzhledem k jedné ze tří os z , y , x , někdy označované jako svislá (kolmá) osa (yaw axis), příčná osa (pitch axis) a podélná osa (roll axis). Integrované gyroskopy, vyráběné různými výrobci jako integrované MEMS obvody, pracující na principu Coriolisovy síly.

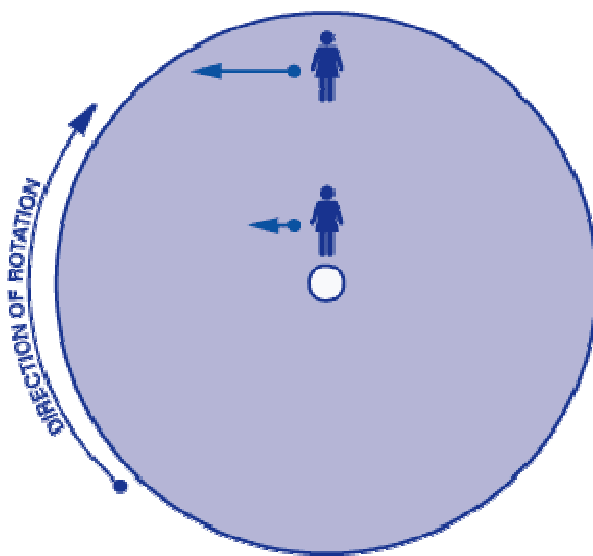


Obr. 8 : Označení os x , y , z

3.2.1.1 Co je to Coriolisova síla a jak se projevuje ?

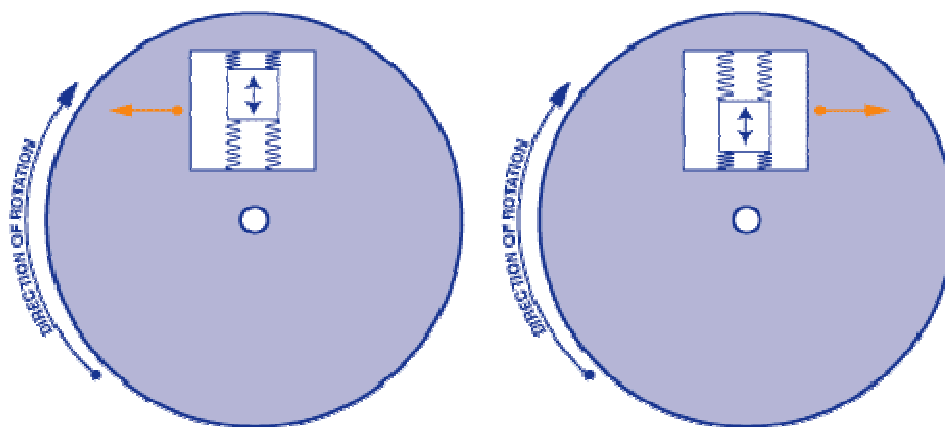
K dobrému pochopení principu dále uvedených senzorů - gyroskopů je nutné si alespoň stručně připomenout, co to je tzv. Coriolisova síla. Základní poučka z fyziky by mohla znít například takto: Coriolisova síla je tzv. virtuální síla, která působí na libovolný hmotný předmět či objekt, který se pohybuje rychlostí v v soustavě rotující kolem osy rotace úhlovou rychlostí ω ($F_c = 2 \cdot m \cdot v \times \omega$, kde \times je vektorový součet).

Jednodušeji to lze vysvětlit na níže uvedeném obrázku, kde se nějaká slečna pohybuje určitou rychlostí v od středu rotujícího kruhu k jeho okraji. Přitom na ni působí vzrůstající virtuální síla (Coriolisova síla), která má maximální velikost u kraje kotouče. Stejná síla tak působí na všechny hmotné objekty na naší planetě, protože ta je právě takovou soustavou otáčející se pravidelně kolem své osy. Podle vzorce pak na severní polokouli působí (stáčí objekt) ve směru hodinových ručiček, na jižní pak v protisměru. Na rovníku je síla nulová, na pólech maximální. Praktický důsledek lze například pozorovat v točení vírů při odtoku vody z umyvadla nebo u tornáda, vymleté pravé břehy řek nebo více opotřebované pravé kolejnice na jednosměrných železničních tratích.



Obr. 9 : Jednoduchý příklad působení Coriolisovy síly na osobu pohybující se od středu k okraji rotujícího kruhu

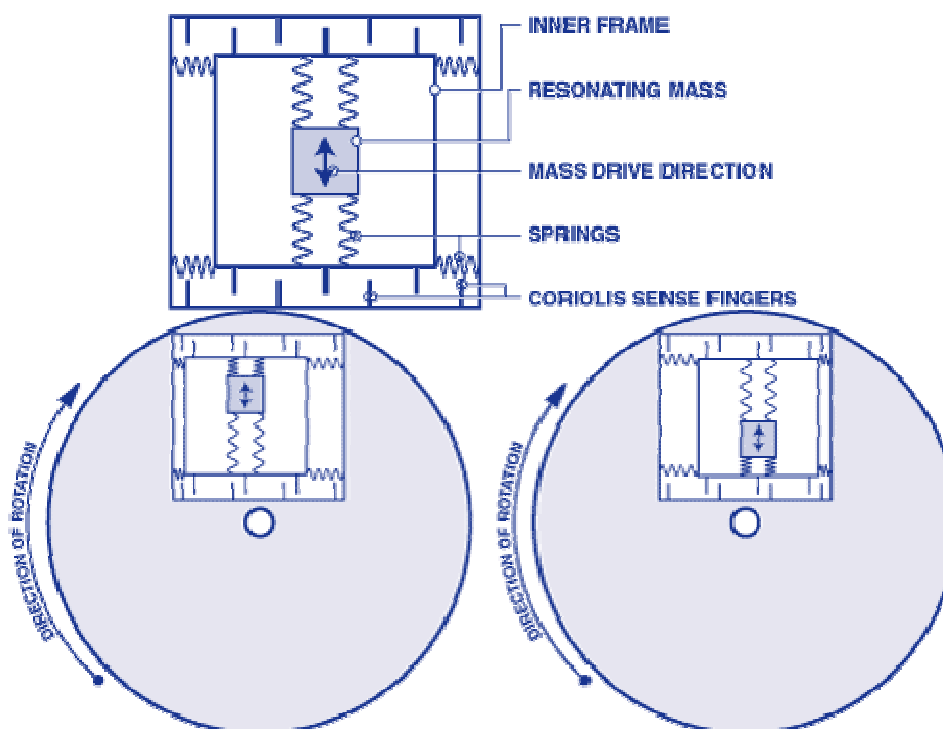
Stejného účinku se pak využívá i mechanických gyroskopech. Zde při pohybu objektu, upevněného na pružinách uvnitř rámu, směrem ven (k okraji rotujícího kotouče) na něj působí Coriolisova síla směrem doleva, při opačném směru pohybu objektu pak doprava. Protože velikost a směr této síly je úměrný i rychlosti a směru otáčení, lze tento systém snadno využít pro měření velikosti úhlové rychlosti.



Obr. 10 :Působení Coriolisovy síly na mechanický gyroskop tvořený hmotným objektem periodicky se pohybující (kmitající) k okraji kruhu (vlevo) a ke středu (vpravo)

3.2.2 Princip integrovaných MEMS gyroskopů

Při praktickém použití Coriolisovy síly v integrovaných gyroskopech se využívá technologie MEMS, kde se vytváří na čipu spolu s elektrickými obvody i mechanické mikrosoučásti, které tvoří samotný snímač. Různí výrobci sice používají trochu odlišné struktury, ale základní princip je vždy podobný. Základem je periodicky se pohybující (mechanicky rezonující) struktura přesně dané hmotnosti upevněná pomocí pružin v rámu. Směr pohybu (Mass drive direction) musí však vždy být kolmý ke směru otáčení. Za těchto podmínek vzniká a na hmotnou pohybující část snímače působí Coriolisova síla jejíž velikost je úměrná úhlové rychlosti otáčení. Ta způsobuje stlačení vnějších pružin rámu a způsobí vzájemný posuv měřících plošek (Coriolis sense fingers) fungujících jako elektrody vzduchových kondenzátorů. Výstup je tedy změna kapacity úměrná úhlové rychlosti otáčení $^{\circ}/s$.



Obr. 11: Zjednodušená struktura snímače MEMS gyroskopu a příklada funkce struktury snímače gyroskopu při rotaci

3.2.3 Rozdíl mezi MEMS gyroskopem a akcelerometrem?

Z pohledu základního principu jen jeden rozdíl, za to však významný. Oba sice využívají podobný pohyblivý rám se snímacími ploškami pracující jako elektrody kondenzátorů, u kterých se tak při pohybu rámu mění kapacita, ale zatímco pohyblivá struktura je u akcelerometru volná a hýbe se jen při působení síly (zrychlení), u gyroskopu je s touto strukturou záměrně periodicky pohybováno (mechanická rezonance), aby se projevil efekt Coriolisovy síly. Zatímco tedy akcelerometr měří hodnotu vychýlení vnitřní MEMS struktury jako důsledek působícího zrychlení (síly vznikající při urychlování či zpomalování přímo pohybujícího se objektu), gyroskop zjišťuje rotační pohyb, přesněji řečeno rychlost ustáleného rotačního pohybu.

4 VLASTNÍ ŘEŠENÍ MĚŘICÍHO ŘETĚZCE

4.1 Základová deska akcelerometru

viz příloha č. 1. a č. 2.

4.1.1 Základní rozdělení:

- procesor MEGA 8-AI,
- regulátor napětí LM431,
- akcelerometr MMA7260,
- hodiny reálného času PCF8583,
- převodník RS232.
- bluetooth SPA311.

4.1.2 Vlastnosti

Processor:

je komponenta v číslicovém počítači, která zpracovává data obsažená v počítačových programech.

Vlastnosti:

- pracovní napětí: 2.7 – 5.5 V (ATmega8L), 4.5 – 5.5 V (ATmega8),
- frekvenční rozsah: 0 – 8 MHz (ATmega8L), 0 – 16 MHz (ATmega8),
- Spotřeba u 4MHz, 3V, 25° při aktivní činnosti: 3,6mA.

Akcelerometr:

senzor, který využívá setrvačnosti hmoty pro měření rozdílu mezi kinematickým zrychlením a gravitačním zrychlením

Vlastnosti:

- zvolená citlivost: (1.5g/2g/4g/6g),
- nízká spotřeba proudu: 500 μ A,
- klidový režim: 3 μ A,
- nízký napěťový výkon: 2.2 V – 3.6 V,
- rozměry: 6mm x 6mm x 1.45mm,
- horní citlivost: (800 mV/g),
- rychlá spínací doba,
- integrální úprava signálu s dolní propustí,
- robustní design, vysoká funkční schopnost,
- nízká cena.

Regulátor napětí:

elektrický regulátor navržen tak, aby automaticky udržoval konstantní napětí

Vlastnosti:

- programovatelné výstupní napětí,
- průměrný teplotní součinitel 50 ppm/⁰C,
- rychlá spínací doba,

Hodiny reálného času:

jsou počítačové hodiny (většinou ve formě integrovaného obvodu), které udržují údaj o aktuálním čase. Přestože tento termín je známý především z počítačů nebo serverů, používá se v jakékoliv elektronice, která používá přesný čas.

Vlastnosti:

- 250 x 8 bitu paměť RAM,
- napájecí napětí 2,5 V až 6 V,
- pracovní proud max 50 μA,
- 24 hodinový nebo 12 – ti hodinový formát,
- 32,768 kHz nebo 50 Hz časová základna,
- sériový vstup a sběrnice výstupu,
- programovatelný alarm, časovač i přerušení funkcí.

Sériový port RS 232:

se používá jako komunikační rozhraní osobních počítačů a další elektroniky. RS-232 umožňuje propojení a vzájemnou sériovou komunikaci dvou zařízení, tzn. že jednotlivé bity přenášených dat jsou vysílány postupně za sebou (v sérii) po jediném vodiči.

Vlastnosti:

- napájecí napětí 5 V, 12 V nebo 24 V,
- přenosová rychlost : 50 až 115200 dB do vedení o impedanci max. 200 Ω,.
- galvanické oddělení : přepětíová ochrana proudové smyčky, volitelné galvanické oddělení,
- typ přenosu : aktivní vysílač a pasivní přijímač,
- pracuje v rozsahu teplot 0-45°C.

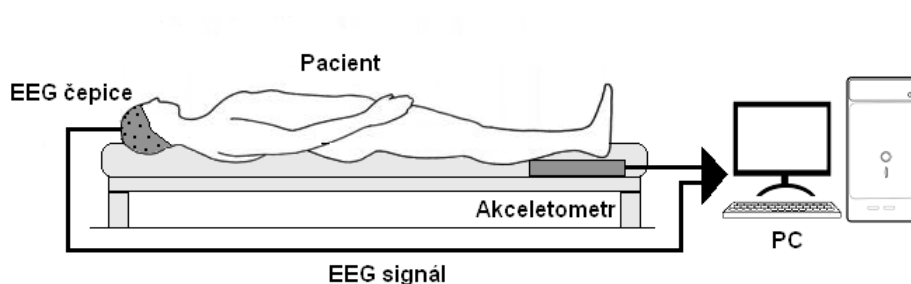
BlueTooth:

označení pro bezdrátovou komunikaci sloužící k propojení mezi dvěma a více elektronickými zařízeními, jakými jsou například mobilní telefon, PDA, osobní počítač nebo bezdrátová sluchátka.

Vlastnosti:

- rozměry – 16 x 36mm,
- anténa – externí nebo integrovaná,
- rozsah – 150m až 300m,
- programovatelný, skupinové zapojení.

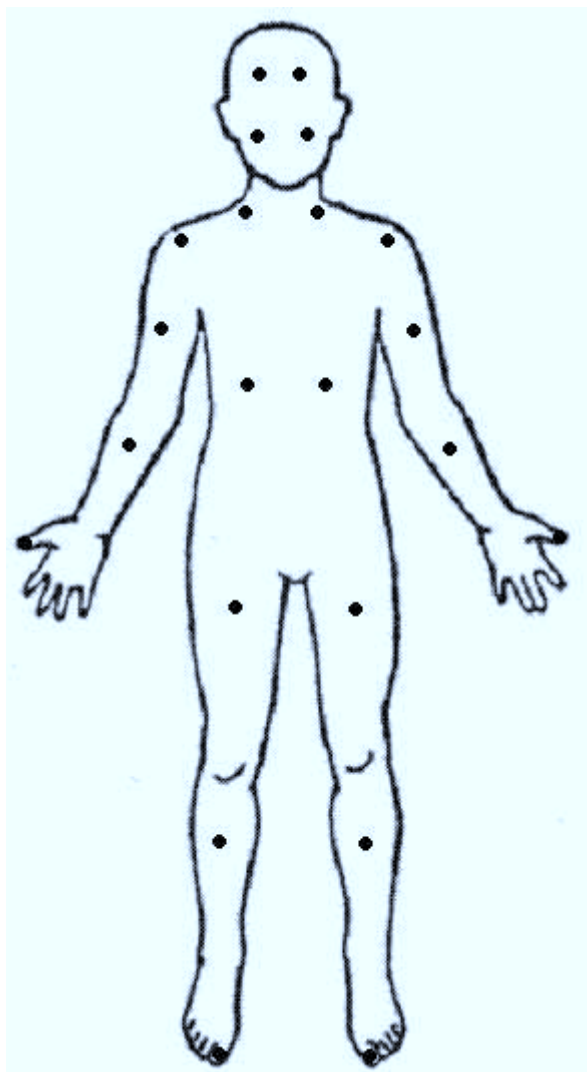
4.1.3 Návrh měřicího řetězce



Obr. 12 : Měřicí řetězec

Pacient leží na posteli, ke které je připevněn měřicí řetězec obsahující akcelerometr. Při pohybu pacienta zaznamená akcelerometr výkyv do tří stran (osy „x“, „y“, „z“). Pro měření v nemocnici není tento měřicí řetězec vhodný, protože konstrukce postele je příliš tuhá, tudíž výkyv os tlumí, což je vysoce nežádoucí. Měřicí řetězec jsme testovali i na kolejích VŠB na patrové posteli z kovového rámu, která není tak tuhá, jako nemocniční lůžko. Ale i na této posteli dochází k útlumu a proto je měření nepřesné. Z tohoto důvodu nejsme schopni určit, k jakým pohybům na lůžku dochází.

Abychom byli schopni přesně určit, k jakému pohybu při vibracích dochází, bylo by potřeba zapojit více snímačů na vhodnější místo, aby nedocházelo k útlumu. Vhodné zapojení ukazuje obr. 14. Zde je vidět zapojení snímačů přímo na pacienta na takových místech, abychom byli schopni přesně určit, kde dochází k pohybům při záchvatu a jaká končetina se konkrétně pohybuje.



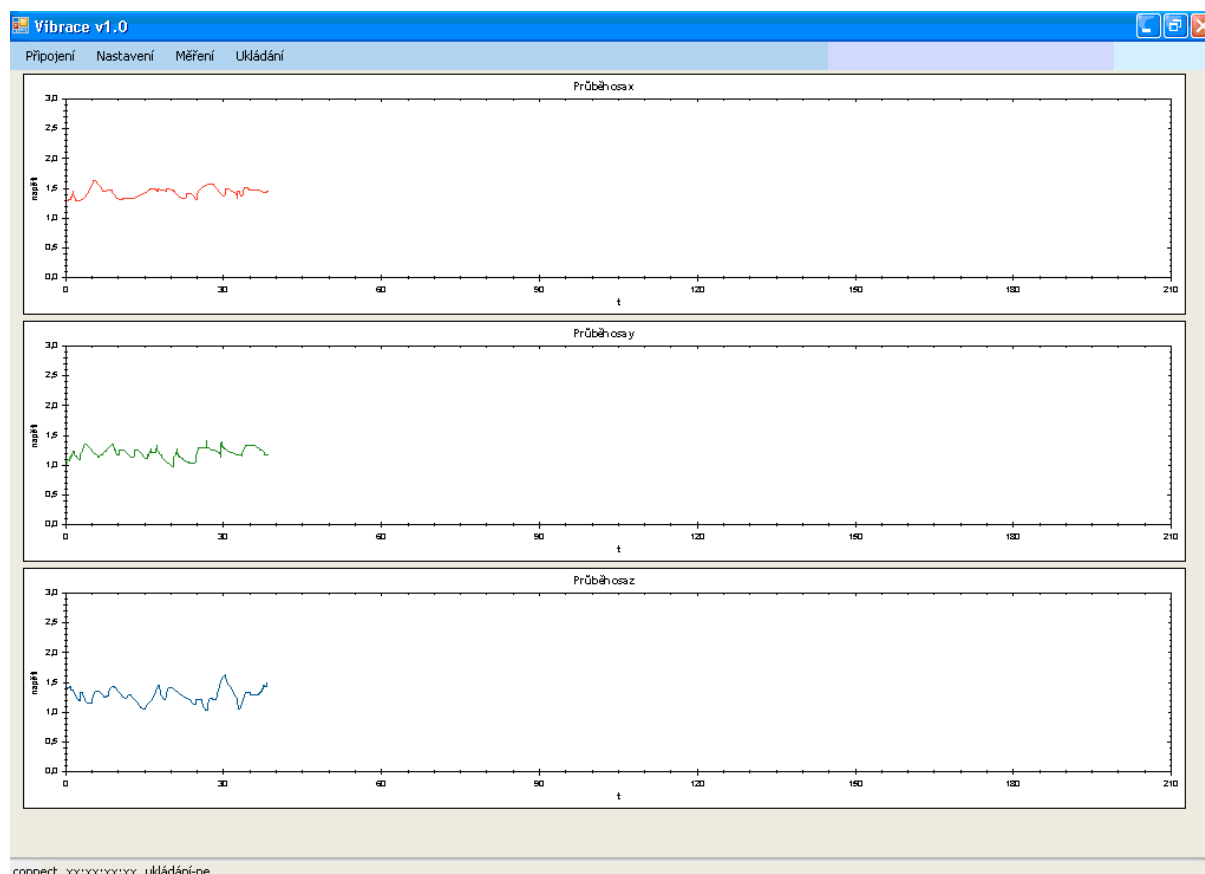
Obr. 13 : Hypotetické řešení měřicího řetězce

Nejvhodnější zapojení pro snímání pohybu hlavy je připojit dva senzory na čelo, líce a dva na krk, pokaždé na pravou a levou stranu.

Pro snímání pohybu rukou by bylo nejvhodnější připojit senzor na pravé a levé rameno, pravou a levou horní část paže, na přední stranu ruky, opět na pravou i levou a také na oba palce ruky. Další dva senzory na břicho, pravé a levé stehno a lýtko a opět na palce u nohy.

Takto zapojené senzory bohužel nemůžeme snímat bezdotykově, ale pro přesnost měření a následné vyhodnocení je takové zapojení nezbytné.

4.2 Komunikace měřicího řetězce s externí aplikací



Obr. 14 :Ukázka programu Vibrace v1.0

Modul aplikace *Vibrations* přijímá a zaznamenává data od externího zařízení. Komunikace se zařízením je realizována pomocí sériového portu COM nebo prostřednictvím bezdrátového přenosu skrze Blue Tooth.

Zařízení pro spojení s aplikací obdrží informaci o aktuálním čase. To pro případ, že vlivem přerušení napájení, způsobeného například výměnou baterií, se údaj o aktuálním čase vymaže. Pomocí aplikace lze také zařízení ručně konfigurovat. Nastavitelné jsou hodnoty jako například počet snímaných vzorků za vteřinu, či citlivost zařízení na vibrace.

V následující tabulce jsou uvedeny všechny příkazy, které zařízení může obdržet a následně zpracovat. Příkazy se odesílají jako znak, nebo bajt na sériový port počítače (propojený a konfigurovaný se zařízením)

Znak	Význam	Dodatečné informace
z	Spuštění měření	Po obdržení znaku „z“ zařízení začíná s měřením vibrací a odesílá výsledky na sériový port
k	Ukončení měření	Znak „k“ ukončí aktuální měření a odesílání dat aplikaci
t	nastavené času zařízení	Znak „t“ Oznámí zařízení, že následující tři bajty označují vteřiny, minuty a hodiny (přesně v tomto pořadí). Zařízení čas zpracuje a uloží.
n	Získání nastavení zařízení	<p>Po obdržení znaku „n“ zařízení odešle na sériový port vlastní aktuální nastavení. První bajt nese informaci o citlivosti zařízení, druhý bajt počet vzorků za vteřinu, třetí bajt nenese žádnou informaci, čtvrtý, pátý a šestý bajt nese aktuální vteřiny, minuty a hodiny zařízení.</p> <p>Citlivost zařízení: 1 = 1,5G 2 = 2G 3 = 4G 4 = 6G</p> <p>Počet vzorků: 1 = 10 vzorků/s 2 = 20 vzorků/s 3 = 30 vzorků/s</p>
a	Nastavení citlivosti 1,5G	Změní citlivost zařízení. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
b	Nastavení citlivosti 2G	Změní citlivost zařízení. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
c	Nastavení citlivosti 4G	Změní citlivost zařízení. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
d	Nastavení citlivosti 6G	Změní citlivost zařízení. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
s	Nastavení 10 vzorků/s	Změní počet odeslaných vzorků za vteřinu. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
m	Nastavení 20 vzorků/s	Změní počet odeslaných vzorků za vteřinu. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.
h	Nastavení 30 vzorků/s	Změní počet odeslaných vzorků za vteřinu. Změna se projeví ihned po obdržení příkazu.

Tab. 4 : Vstupní hodnoty zařízení

Lze rozlišovat pouze dva typy (formáty) vstupních dat zařízení. Aktuální konfigurace zařízení a samotné měření. Formát aktuálního nastavení zařízení je popsán v tabulce 2. Vstupní hodnoty zařízení, znak „n“.

Formát samotného měření je následující. První bajt nese informaci o aktuální ose („x“, „y“, „z“). Druhý a třetí bajt nese horní a dolní mez, která je následně přepočtena na hodnotu reprezentující měření na dané ose (o samotném přepočtu více později). Čtvrtý bajt je specifický. Liší se podle hodnoty prvního bajtu (a sice hodnoty osy). V případě, že se jedná o osu „x“, čtvrtý bajt nese hodnotu vteřiny, ve které došlo k tomuto měření. V případě, že se jedná o osu „y“, čtvrtý bajt nese hodnotu minuty měření. Pro osu „z“ nese čtvrtý bajt hodnotu hodiny měření. Sekvence bajtů osy „x“ vždy následuje sekvence bajtů osy „y“, poté osy „z“. Po sekvenci bajtů osy „z“ následuje opět sekvence osy „x“.

Jak již bylo zmíněno v předchozím odstavci, aktuální hodnota osy není prezentována jedním číslem, ale horní a dolní mezí. Jedná se o dva bajty (číselné hodnoty), které po sečtení a vynásobení specifickými hodnotami reprezentují právě ono aktuální měření. Pro všechny tři osy je uplatněn jeden vzorec, s výjimkou osy „z“, od které ve finále odečteme konstantu reprezentující přirozenou zemskou gravitaci. Ve všech třech následujících případech h znamená horní mez, d pak dolní mez.

$$x = \frac{(h_x \cdot 256 + d_x) \cdot 2,56}{1024}$$

$$y = \frac{(h_y \cdot 256 + d_y) \cdot 2,56}{1024}$$

$$z = \frac{(h_z \cdot 256 + d_z) \cdot 2,56}{1024} - 0,5$$

Vzorce pro výpočet hodnot měření byly převzaty z technické dokumentace čipu použitého v externím zařízení.

Komunikace měřicího řetězce s externí aplikací vznikla díky spolupráci s panem Radkem Duchoněm, který paralelně vytvářel diplomovou práci: Sada aplikací pro účely zaznamenávání, vyhodnocení a prezentace informací pro lékaře.

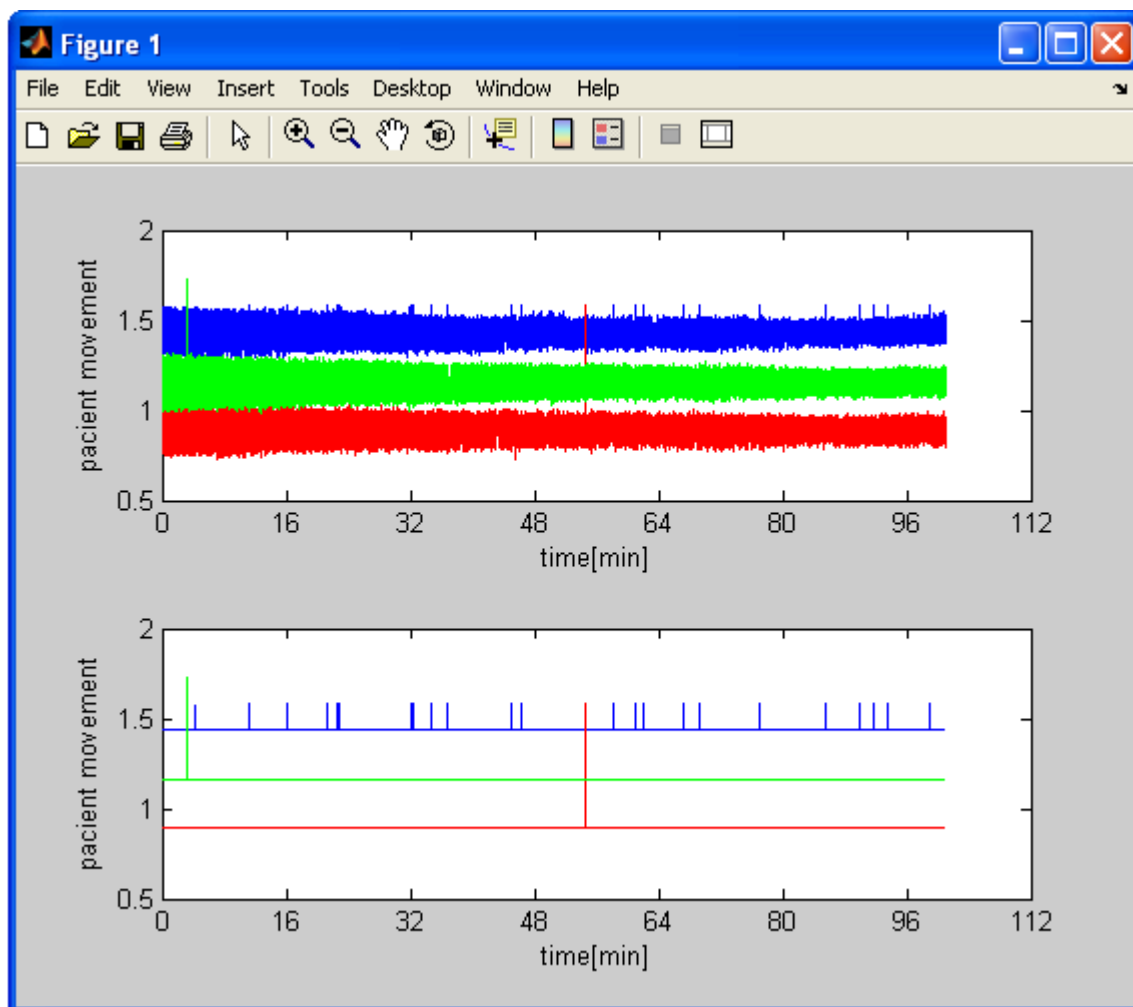
4.3 Výsledek měření

4.3.1 Matlab

zdrojová kód viz. příloha č. 3.

Na obrázku č. 15 vidíme v horní části cca hodinové měření z FNsP. Jednalo se o starší pacientku, vážící 130 kg, která byla pouze na preventivním vyšetření. Výřez dat je z nočních hodin, kdy pacientka několikrát vstala na toaletu, jak demonstruje horní obrázek, konkrétně

červená a zelená špička. Pro jasnější představu jsem pomocí programu Matlab ořezala spodní hranici a nechala tak vyniknout pouze špičky, neboli pohyby pacienta v dané ose.

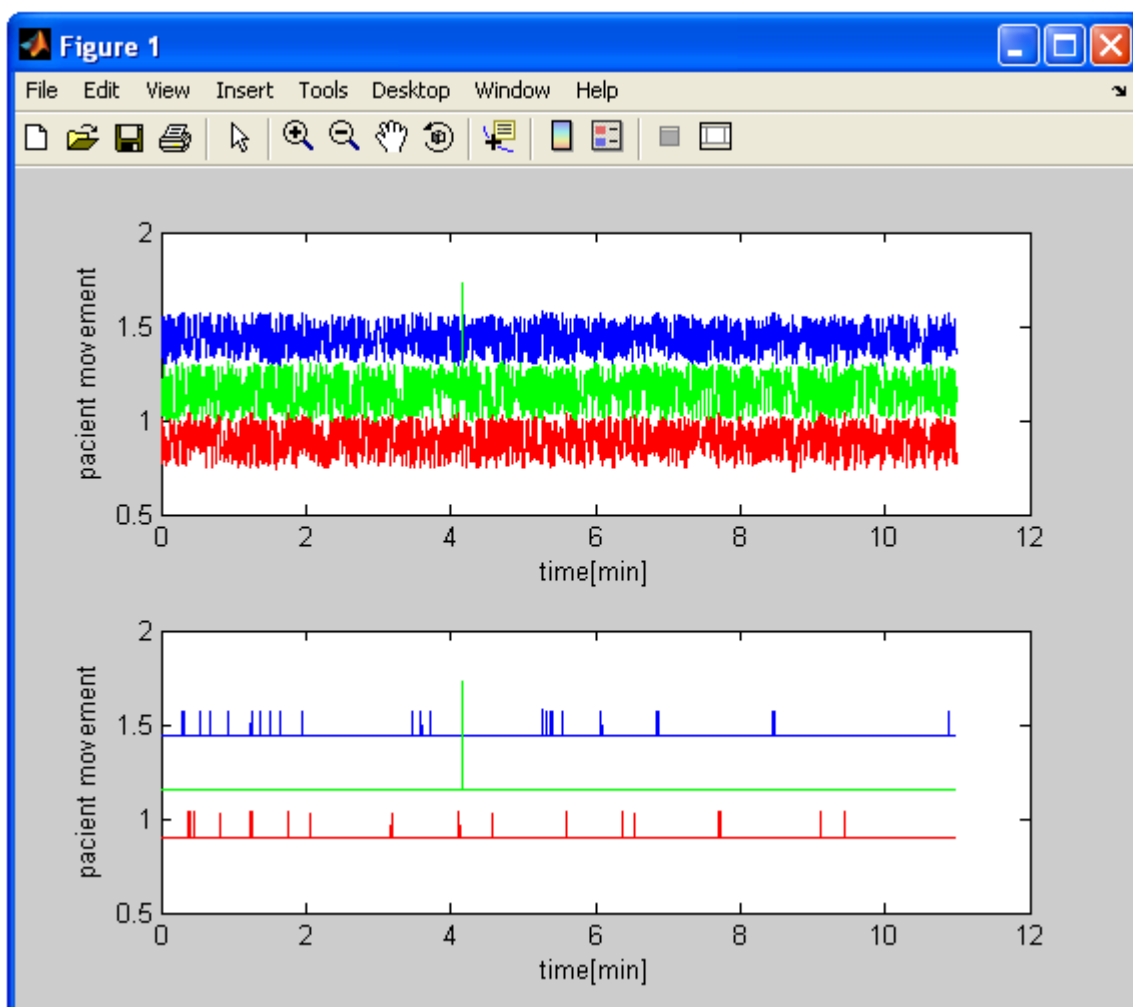


Obr. 15 : Data z FNŠP Ostrava, pacientka, 130 kg

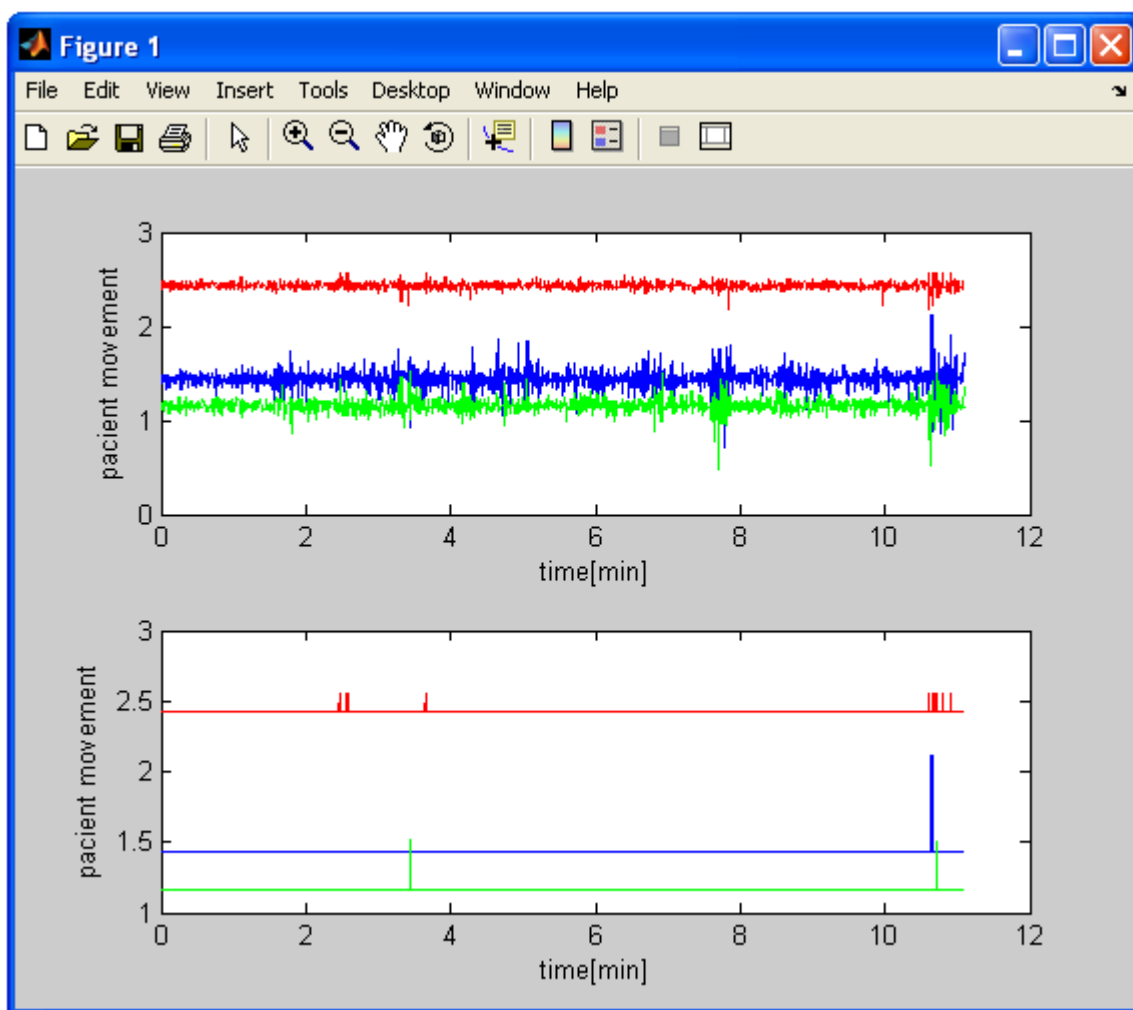
Na obrázku č. 16 pracujeme opět s daty z nemocnice, ale v kratším časovém intervalu, aby bylo lépe vidět výkyv ve všech třech osách.

I když k výkyvům dochází, je toto měření velmi nepřesné, protože lůžko v nemocnici je velmi tuhé a příliš tlumí vibrace způsobené pohybem pacientky.

Proto jsem pro další měření volila patrovou postel na kolejích, která není tak kvalitní jako nemocniční lůžko a pohyby zdaleka tolik netlumila. Což znázorňuje obrázek č. 17, č.18. a č. 19. U zpracování těchto dat jsem opět vyřízla cca 10 minut pro lepší viditelnost špiček.



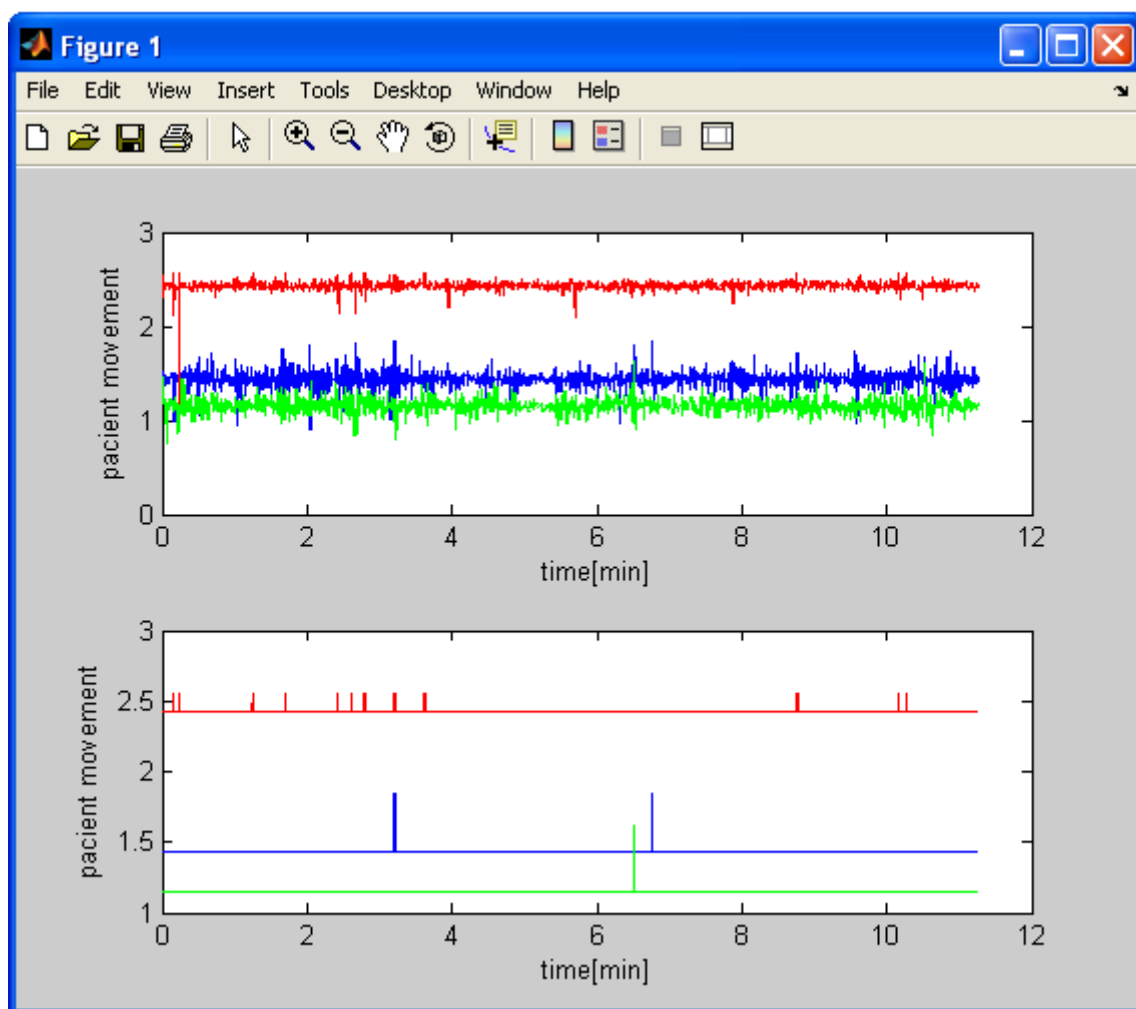
Obr. 16: Data z FNŠP Ostrava, pacientka, 130 kg



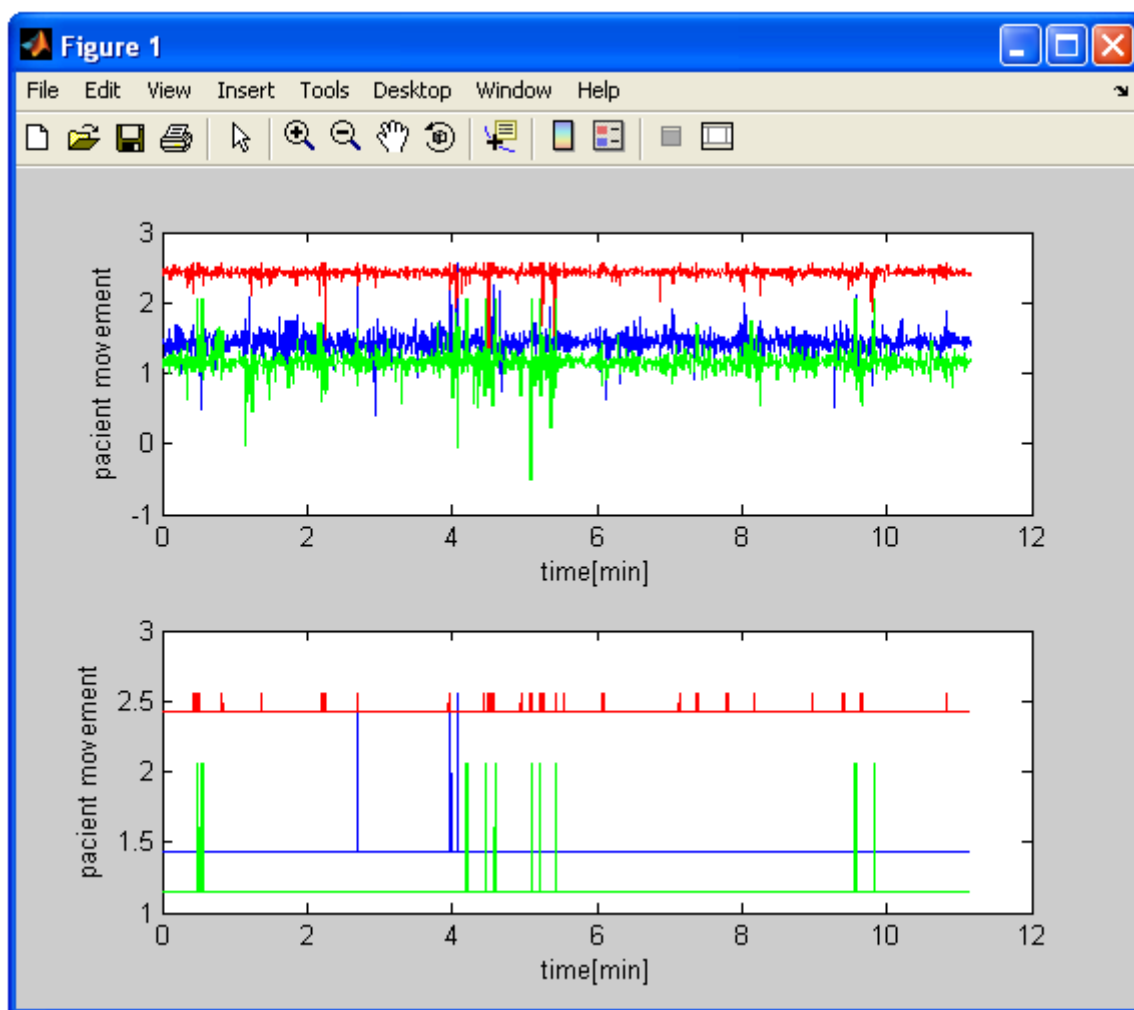
Obr. 17 :Data z kolejí VŠB – TU, pro 60 kg

Tyto data obsahují podstatně větší výkyvy a to jak díky jiné konstrukci lůžka, jak už bylo zmíněno výše, tak díky simulování určitých pohybů, jako je otáčení se zprava doleva, viz obrázek č. 20, střídavé zvedání pravé a levé nohy, viz obrázek č. 21 nebo nadskakování, což je vidět na výstřizcích z videa na obrázku č. 17, č. 18, č.19. Data jsou rozdělena do váhových kategorií, protože jsem také posuzovala, zda má hmotnost vliv na výkyv v dané ose. Pro toto zpracování jsem použila statistický program SPSS (Statistical Package for the Social Science), konkrétně Kruskal – Wallisův test. Výsledky testu jsou na obrázcích č. 22, č. 23 a č. 24. Vždy porovnávám konkrétní osu pro všechny tři váhové kategorie.

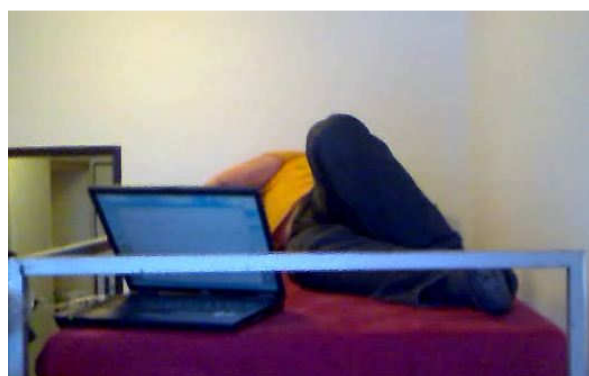
Tímto statistickým zpracováním bylo zjištěno, že pro osu „x“, „y“ a ani pro osu „z“ není podstatné, kolik pacient váží kg. Zpracování programu viz. příloha na cd.



Obr. 18 : Data z kolejí VŠB – TU, pro 70 kg



Obr. 19 : Data z kolejí VŠB – TU, pro 90 kg



Obr. 20 : Otáčení se zprava doleva



Obr. 21 : Pohyby pravou a levou nohou

4.3.2 Statistické zpracování dat podle váhy:

Ověření normalit (zda data pocházejí z normálního rozhodnutí)

Osa x pro 60 kg, 70 kg, 90 kg hladina významnosti $\alpha=0,05$

HO: data pocházejí z normálního rozdělení

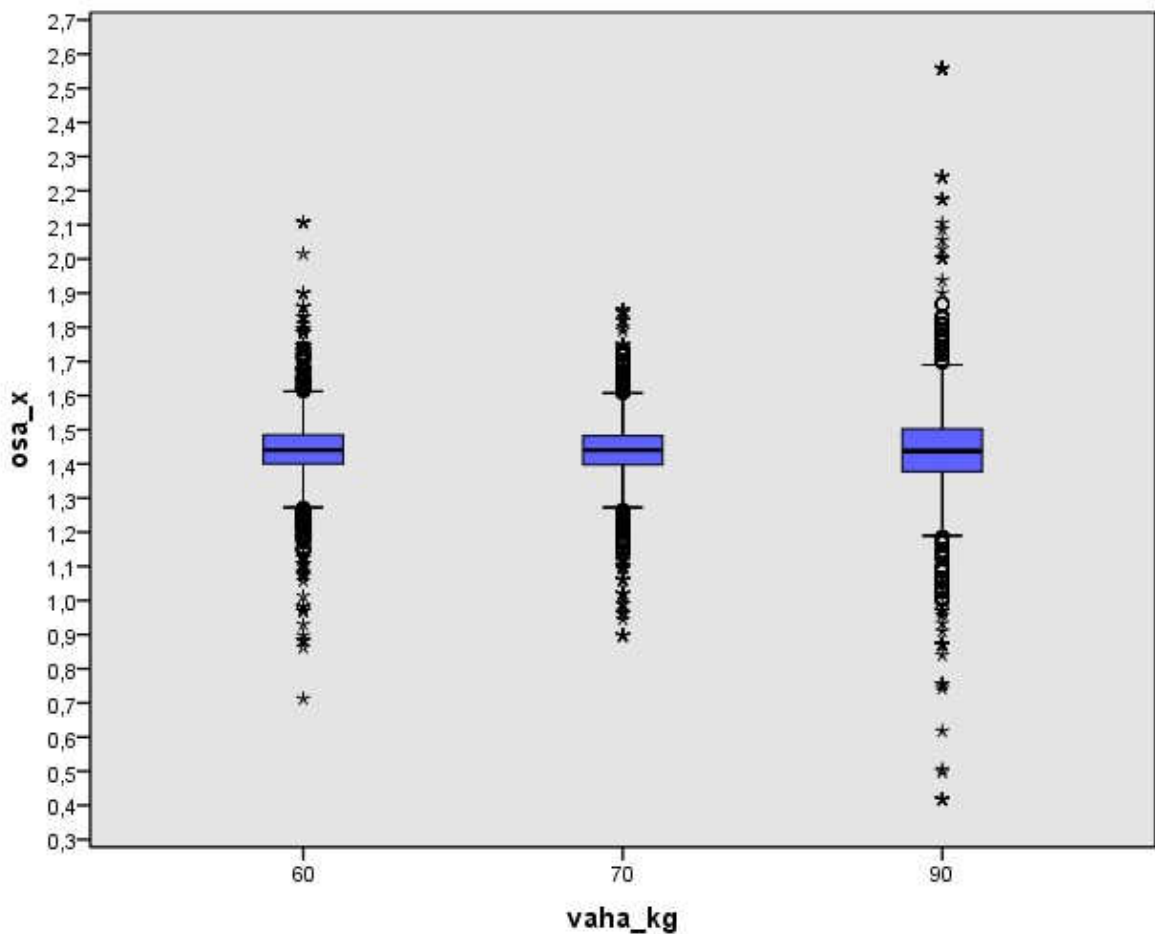
HA: data nepocházejí z normálního rozdělení

p – hodnota $\ll 1.10^{-3} \Rightarrow$ Na hladině významnosti 5% zamítáme nulovou hypotézu, data nepocházejí z normálního rozdělení

Pro ověření shody měření použijeme Kruskal – Wallisův test

HO: $x_{0,5(60kg)} = x_{0,5(70kg)} = x_{0,5(90kg)}$

HA: $x_{0,5(60kg)} = x_{0,5(70kg)} = x_{0,5(90kg)}$



Obr. 22 :Statistické zpracování osy x a třech váhových kategorií

Osa y pro 60 kg, 70 kg, 90 kg hladina významnosti $\alpha=0,05$

H_0 : data pocházejí z normálního rozdělení

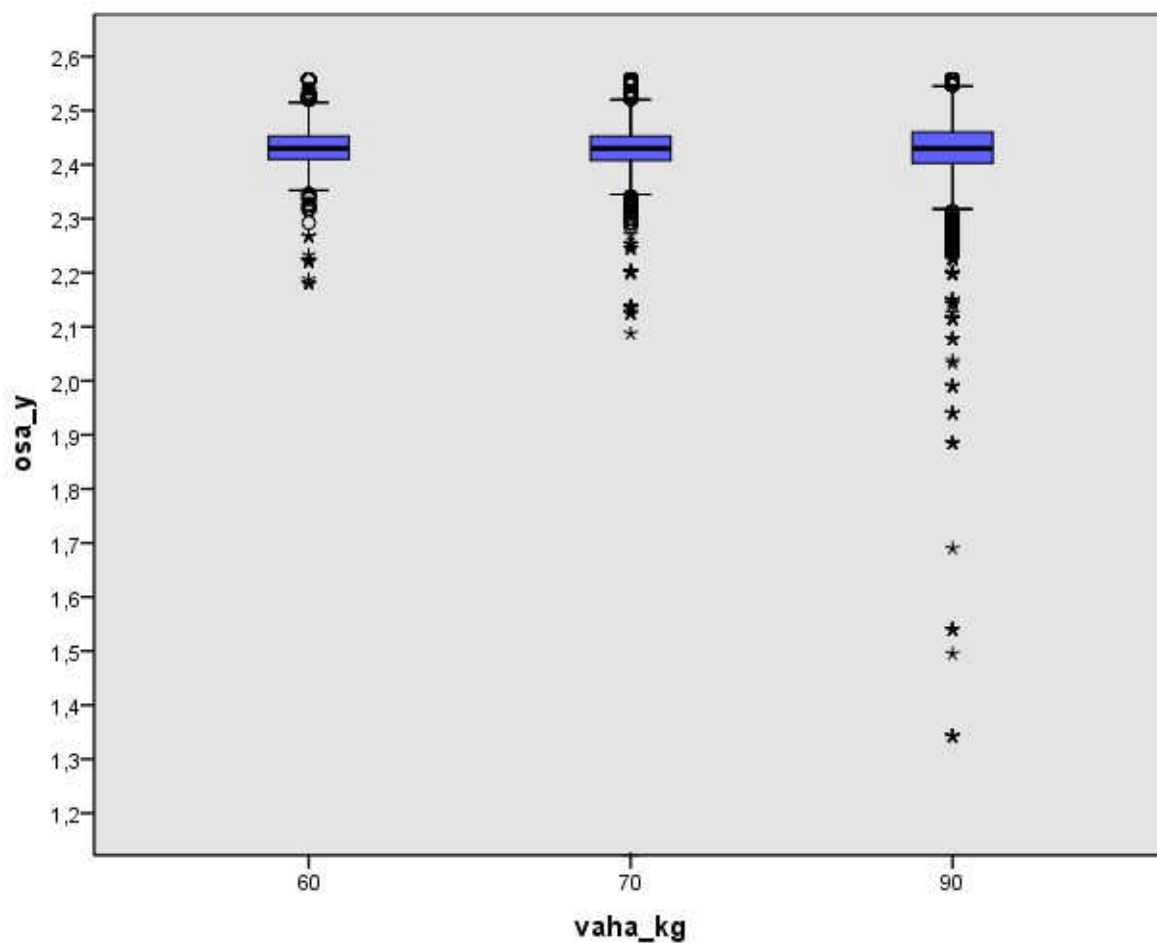
H_A : data nepocházejí z normálního rozdělení

p – hodnota $\ll 1.10^{-3} \Rightarrow$ Na hladině významnosti 5% zamítáme nulovou hypotézu, data nepocházejí z normálního rozdělení

Pro ověření shody měření použijeme Kruskal – Wallisův test

H_0 : $y_{0,5}(60\text{kg}) = y_{0,5}(70\text{kg}) = y_{0,5}(90\text{kg})$

H_A : $y_{0,5}(60\text{kg}) \neq y_{0,5}(70\text{kg}) \neq y_{0,5}(90\text{kg})$



Obr. 23 : Statistické zpracování osy y a třech váhových kategorií

Osa z pro 60 kg, 70 kg, 90 kg hladina významnosti $\alpha=0,05$

H_0 : data pocházejí z normálního rozdělení

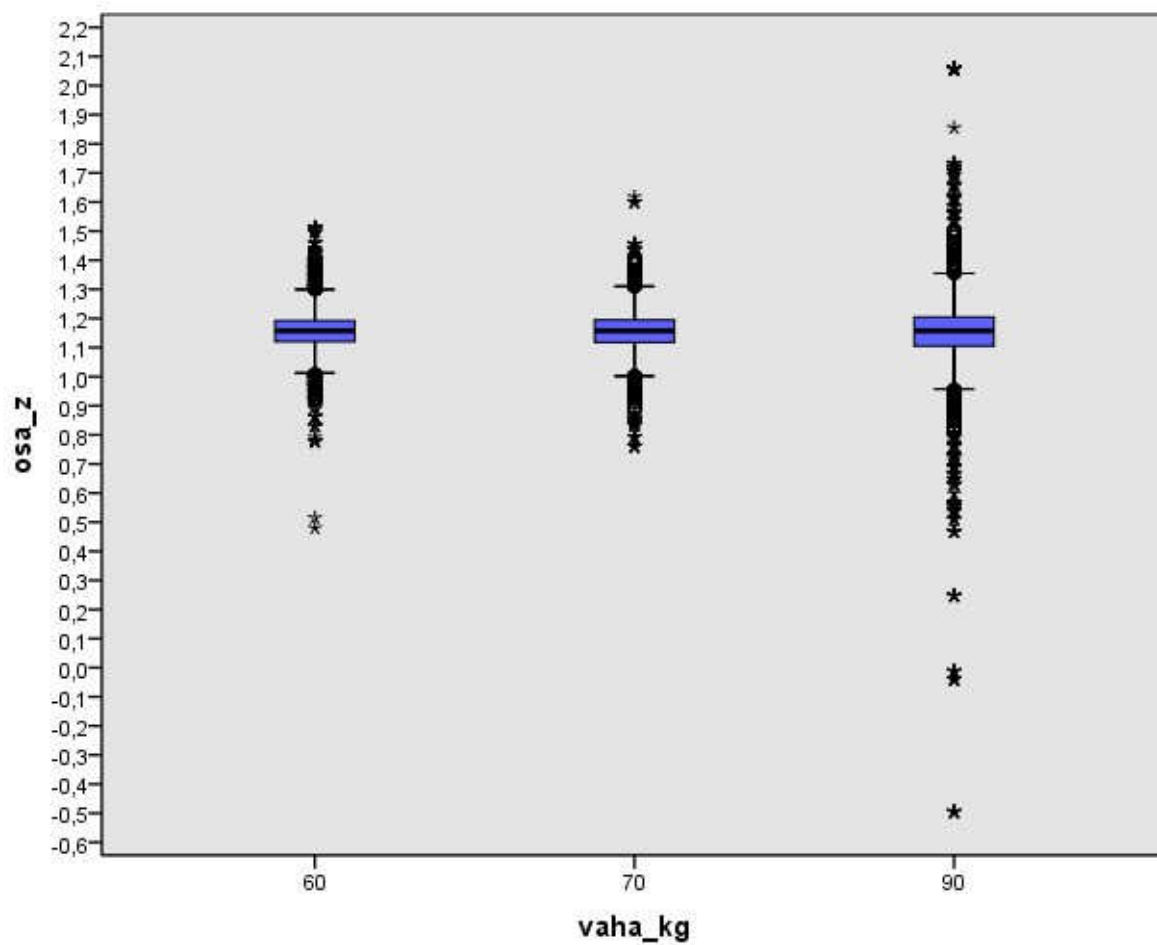
H_A : data nepocházejí z normálního rozdělení

p – hodnota $\ll 1.10^{-3} \Rightarrow$ Na hladině významnosti 5% zamítáme nulovou hypotézu, data nepocházejí z normálního rozdělení

Pro ověření shody měření použijeme Kruskal – Wallisův test

H_0 : $z_{0,5(60kg)} = z_{0,5(70kg)} = z_{0,5(90kg)}$

H_A : $z_{0,5(60kg)} = z_{0,5(70kg)} = z_{0,5(90kg)}$



Obr. 24 :Statistické zpracování osy z a třech váhových kategorií

Na hladině významnosti 5% nezamítáme nulovou hypotézu, mezi sledovanými daty neexistuje statisticky významný rozdíl.

5 ZÁVĚR

Byl sestaven měřicí řetězec s akcelerometrem, pro bezkontaktní měření vibrací na nemocničním lůžku. Pomocí něj byla naměřena data, který byla následně graficky zpracována v programu Matlab a statisticky zpracována v programu SPSS.

V průběhu měření byly odhaleny nevýhody a nedostatky tohoto měřicího řetězce. Konstrukce nemocničního lůžka příliš tlumila vibrace, čímž byla naměřená data zkreslena. Proto jsme zvolili náhradní řešení a další data byla měřena na patrové posteli na kolejích VŠB – TU. Data byla zpracována v programu Matlab a ořezána tak, aby bylo zřejmé, zda došlo k pohybu a na jaké ose. Měření bylo rozděleno také to váhových kategorií, abychom zjistili, zda má tělesná hmotnost význam pro měření. Ve statistickém programu SPSS bylo zjištěno, že pro žádnou z os není podstatná váha pacienta. Ale i tak nelze tato data použít jako doplněk pro EEG záznam. Pro měření vibrací, potažmo pohybů pacienta při epileptickém záchvatu by bylo vhodnější umístit řadu senzorů přímo na pacienta, odkud by bylo jasné, jaká končetina je pohybu. Avšak pro lékařské využití by bylo třeba provést mnoho testů jednotlivých epileptických záchvatů, protože každý záchvat je jedinečný, i když všechny záchvaty spojuje periodické opakování, bylo by velmi těžké vyhodnotit škálu, která by určovala, zda se jedná o přirozený pohyb či nikoli.

Závěrem mé práce tedy je, že tento způsob měření není vhodný pro detekci epileptických záchvatů, dal by se ale využít například pro určení polohy invalidního vozíku. Doplněn o GPS navigaci by tak mohl být vozíčkář neustále pod dohledem a jakmile by došlo k překlopení invalidního vozíku, GPS navigace by vyslala souřadnice, kde k překlopení došlo. Takovéto řešení by se rozšířit o další možnosti.

Literatura

- [1] IMRAMOVSKÝ, M. *Zdravotnické elektrické přístroje I.* 2007. Ostrava : VŠB-TU, 2007. 117 s. ISBN 978-80-248-1545-9.
- [2] KARBAN, P. *Výpočty a simulace v programech Matlab a Simulink* . 1. české. Praha : CPRESS, 2007. 220 s. ISBN 978-80-251-1448-3.
- [3] ZÁHLAVA, V. *Návrh a konstrukce DPS : Principy a pravidla praktického návrhu* . 1. české. Praha : BEN-technická literatura, 2010. 128 s. ISBN 978-80-7300-266-4.
- [4] WEBSTER, J.G. et. al. *Measurement, Instrumentation and Sensors Handbook CRCnetBASE*. Boca Raton: Chapman & Hall/CRCnet BASE, 1999. ISBN 1523-3014
- [5] CARR, J. J. - BROWN, J. M. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. Fourth Edition. Prentice Hall, 2001. ISBN 0-13-010492-2
- [6] CHMELÁŘ, M. *Lékařská přístrojová technika I.* Vysoké učení technické v Brně. Brno: CERM, 1995. ISBN 80-85867-63-X.
- [7] BRONZINO, J. D. et al. *The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition*. Boca Raton: CRC Press, 2000. ISBN 0-8493-0461-X.
- [8] MOORE, J.E. - ZOURIDAKIS, G. et al. *Biomedical Technology and devices handbook*. Boca Raton: CRC Press, 2003. ISBN 0-8493-1140-3.
- [9] WINDHORST, U. - JOHANSSON H. *Modern Techniques in Neuroscience Research*. Heidelberg: Springer, 1999.
- [10] SPIŠAK, J; IMRAMOVSKÝ, M; PENHAKER, M. *Snímače a sensory v biomedicíně*. Ostrava. VŠB - TU, 2007. 117 s. ISBN 978-80-248-1607-4
- [11] LITSCHMANOVÁ, M. *Úvod do statistiky*. Ostrava. VŠB - TU 2011.

Odborné články

- [12] VOJÁČEK, A. Integrované MEMS GYROSKOPY. *Automatizace.hw.cz* [online]. 2009, 11. října, [cit. 2010-09-12]. Dostupný z WWW:<<http://automatizace.hw.cz/integrované-mems-gyroskopy>>.
- [13] ČERNOHORSKÝ, J. Když se řekne...Tenzometry. *Automatizace* [online]. 2005, 48, 1, [cit. 2011-14-01]. Dostupný z WWW: <<http://www.automatizace.cz/article.php?a=510>>.

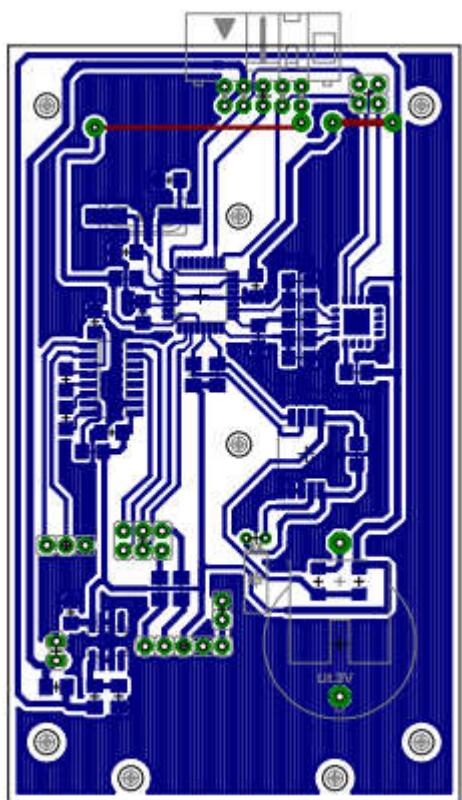
Elektronické zdroje

- [14] NOVÁK, V; URBAN, P; BRIDZIK, R. *EEG ukázky, EEG slovník* [CD-ROM]. 4.3. Ostrava : Fakultní nemocnice, 2006 [cit. 2011-08-01].
- [15] *HW server s.r.o* [online]. 1997-2011 [cit. 2011-14-01]. Wwww.HW.cz. Dostupné z WWW: <<http://hw.cz/produkty/recenze/art1933-test-3d-akcelerometr-mma7260.html>>. ISSN 1803-6392.
- [16] *HW server s.r.o* [online]. 1997-2011 [cit. 2011-14-01]. Wwww.HW.cz. Dostupné z WWW: <<http://hw.cz/novinky/freescale/art1970-akcelerometry-freescale-pro-kazdou-aplikaci.html>>. ISSN 1803-6392.

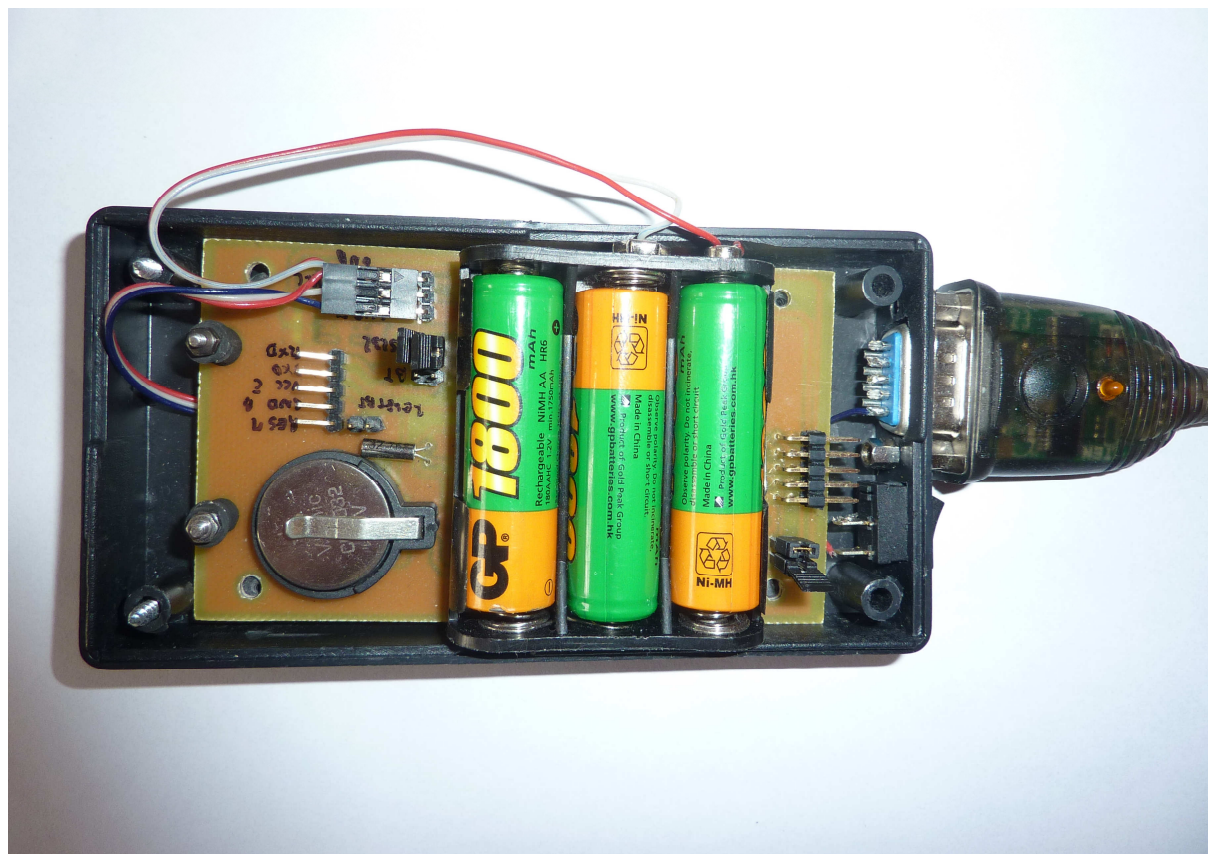
[1] **Základová deska – přední strana**

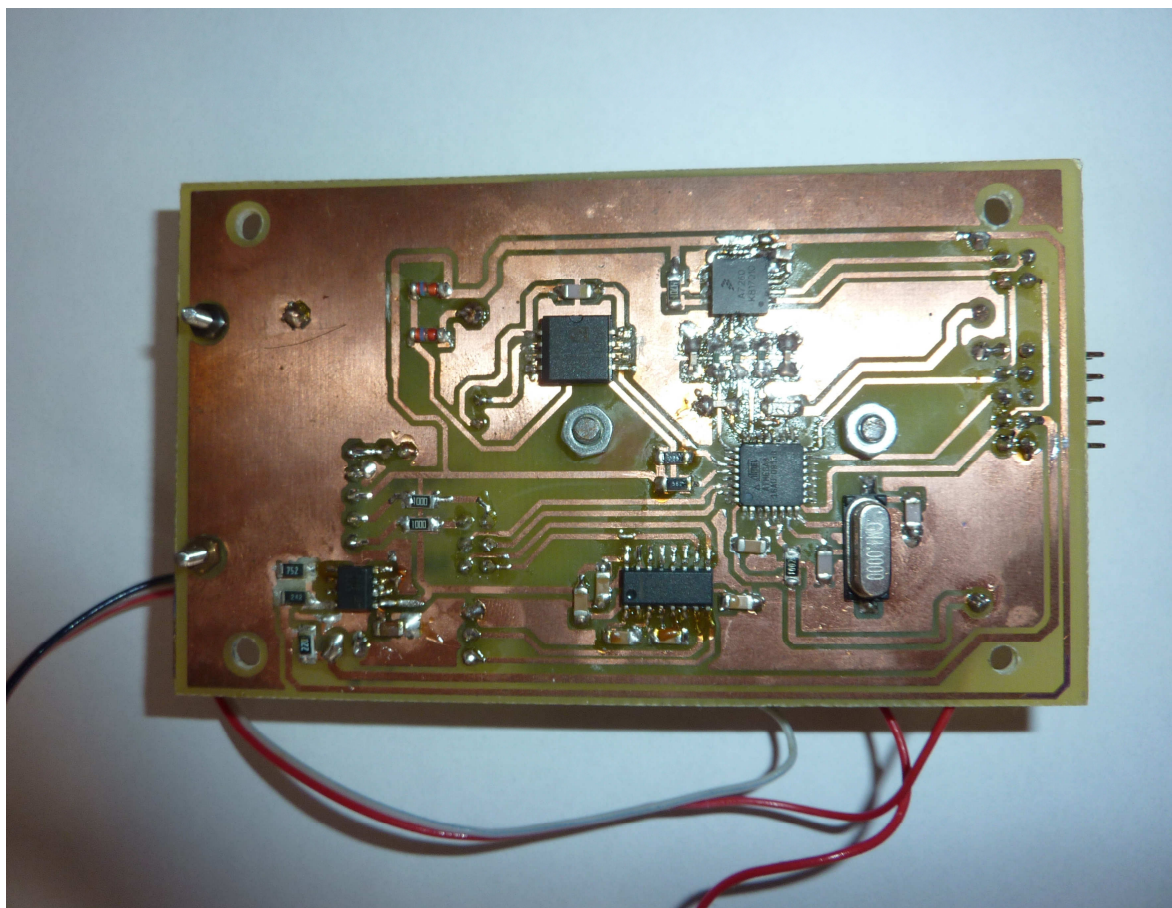


[2] Základová deska – zadní strana



[4] Měřicí řetězec





[3] Kód z Matlabu

```
data=load('data4.txt'); %nacteni souboru dat (ze stejne slozky)

x=data(:,1); %osa x
y=data(:,2); %osa y
z=data(:,3); %osa z

%vybrani spicek
s=x;
l=mean(s);
N=0.01; %zde menime hladinu oriznuti (vetsi cislo propusti vice)
prah=max(s)-N;
for i=1:length(s)
    hod=s(i,1);
    if abs(hod)<prah
        s(i,1)=1;
    end
end

s2=y;
l=mean(s2);
N=0.01;
prah=max(s2)-N;
for i=1:length(s2)
```

```

        hod=s2(i,1);
        if abs(hod)<prah
            s2(i,1)=1;
        end
    end

s3=z;
l=mean(s3);
N=0.01;
prah=max(s3)-N;
for i=1:length(s3)
    hod=s3(i,1);
    if abs(hod)<prah
        s3(i,1)=1;
    end
end

subplot(211)
plot(x)
hold on
plot(y,'r')
plot(z,'g')
set(gca,'XTickLabel',{'0','16','32','48','64','80','96','112'})
xlabel('time[s]')
ylabel('pacient movement')
subplot(212)
plot(s)
hold on
plot(s2,'r')
plot(s3,'g')
set(gca,'XTickLabel',{'0','16','32','48','64','80','96','112'})
xlabel('time[s]')
ylabel('pacient movement')

```

[4] Naměřená data

viz příloha na cd